



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

“IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON CONTROL MUSCULAR PARA MEJORA DEL MOVIMIENTO Y AGARRE DE OBJETOS, APLICADA A PERSONAS CON MUÑÓN O MALFORMACIÓN EN LOS DEDOS DE LA MANO.”

DIEGO DAVID GUACHO RIVERA

Trabajo de titulación modalidad: Proyecto de Investigación y Desarrollo, presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH, como requisito parcial para la obtención del grado de:

MAGISTER EN SISTEMAS DE CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL

Riobamba - Ecuador

Diciembre, 2018

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CERTIFICACIÓN:

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que:

El trabajo de titulación modalidad proyectos de Investigación y Desarrollo, denominado: “IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON CONTROL MUSCULAR PARA MEJORA DEL MOVIMIENTO Y AGARRE DE OBJETOS, APLICADA A PERSONAS CON MUÑÓN O MALFORMACIÓN EN LOS DEDOS DE LA MANO.”, de responsabilidad del señor Diego David Guacho Rivera, ha sido minuciosamente revisado y se autoriza su presentación.

Dr. Juan Vargas. Msc

PRESIDENTE

Ing. José Enrique Guerra. Msc

DIRECTOR

Ing. Mónica Zabala Haro. Msc

MIEMBRO

Ing. Wilson Zúñiga. Msc

MIEMBRO

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, Diego David Guacho Rivera, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este trabajo de titulación y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

DIEGO DAVID GUACHO RIVERA

No. Cedula 060412546-8

©2018, Diego David Guacho Rivera

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor

Yo, Diego David Guacho Rivera, declaro que el presente proyecto de investigación es de mi autoría y que los resultados del mismo son auténticos y originales. Los textos constantes en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor, asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de titulación de Maestría.

DIEGO DAVID GUACHO RIVERA

No. Cedula 060412546-8

DEDICATORIA

a mi Madre

a mi Padre

a mi hermana

a mi Sussy y mis niños

y a mi familia.

Les dedico mi esfuerzo, mi pasión y este sueño plasmado en realidad.

Dhiego G.

AGRADECIMIENTO

A Dios, a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, a todos mis profesores quienes de una u otra forma fueron partícipes en el desarrollo de este programa de Maestría. Por otro lado, a mis compañeros y amigos con quienes tuve la oportunidad de disfrutar momentos amenos dentro y fuera de la academia. Así mismo al Ing. José Guerra. Msc tutor de este trabajo de tesis; finalmente, un agradecimiento sincero a los Ingenieros Wilson Zúñiga Msc y Mónica Zabala. Msc como miembros de tribunal y facilitadores de diferentes guías para el desarrollo del presente trabajo.

Gracias a todos los que desde donde se encontraban me proporcionaron las palabras de alientos y el ánimo para continuar en este arduo trabajo y que fueron piezas imprescindibles para culminar con éxito esta tarea.

Dhiego Guacho

CONTENIDO

RESUMEN	xv
ABSTRACT	xvi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I.....	4
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	4
1.1 Formulación del problema	5
1.2 Preguntas Directrices.....	5
1.3 Justificación de la investigación.....	5
1.4 Objetivos de la investigación	7
1.4.1 Objetivo General:	7
1.4.2 Objetivos Específicos:.....	7
1.5 Hipótesis General	7
CAPÍTULO II	8
2 MARCO TEÓRICO.....	8
2.1 Análisis del escenario.....	8
2.2 Fisiología y Biomecánica de la mano humana	8
2.2.1.1 Movimiento de los dedos	11
2.2.1.2 Tipos de agarre de la mano	12
2.3 Amputación	14
2.3.1 Sustitución funcional de la mano	15
2.4 Muñón	16
2.5 Malformaciones y anomalías congénitas de la mano	16
2.6 Prótesis, extremidades y manos robóticas.....	17
2.6.1 Prótesis pasivas o estéticas.....	17
2.6.2 Prótesis funcionales.....	18
2.6.3 Electromiografía.....	20
2.7 Sensores mioeléctricos y adquisición de señales musculares.....	21

2.7.1	Procesadores de información	22
2.7.2	Motores	23
CAPÍTULO III.....		25
3	MARCO METODOLÓGICO	25
3.1	Prototipo de prótesis con control muscular.	25
3.2	Selección del hardware para la implementación del (PPCMA)	25
3.3	Requerimientos de hardware para la implementación del PPCMA	25
3.4	Selección de la estructura física para la prótesis.	26
3.5	Arquitectura general del PPCMA	26
3.5.1	Módulo de Sensado	26
3.5.2	Módulo de control	27
3.5.3	Módulo Actuador	27
3.5.4	Módulo de Aviso.....	28
3.6	Diseño de la arquitectura de los módulos del PPCMA	28
3.6.1	Módulo de Sensado	28
3.6.2	Módulo de control	29
3.6.3	Módulo de aviso	29
3.7	Selección de los elementos que conforman los módulos del PPCMA	30
3.7.1	Sensor MyoArmband	30
3.7.2	HM-10 Bluetooth ble 4.0	31
3.7.3	Arduino UNO	32
3.7.4	Dynamixel XL-320	33
3.7.5	Esquema de conexión del PPCMA	35
3.7.6	Configuración de los elementos del módulo Actuador	36
3.7.6.1	Configuración de los servomotores.....	36
3.8	Diseño del software para el prototipo de prótesis	37
3.9	Requerimientos de software a desarrollar	37
3.9.1	Requerimientos del software para el módulo de sensado.....	38

3.9.2	Requerimientos de software para el módulo controlador.....	38
3.9.3	Requerimientos de software para el módulo de aviso.....	38
3.10	Descripción del software de desarrollo	39
3.11	Descripción del software del PPCMA.....	39
3.12	Diagrama de flujo del software del PPCMA.....	40
CAPÍTULO IV.....		41
4	PRUEBAS Y RESULTADOS	41
4.1	Configuración de los dispositivos y esquemas de conexión del Prototipo de prótesis...	41
4.1.1	Configuración de los elementos del módulo de sensado.....	41
4.1.1.1	Configuración MyoArmband	41
4.1.1.2	Mano en descanso, REST.....	42
4.1.1.3	Flexión de la muñeca, Wave-In.....	42
4.1.1.4	Extensión de la muñeca, Wave-Out	43
4.1.1.5	Puño, Fist.....	44
4.1.1.6	Palma abierta, FINGERS-SPREAD.....	45
4.1.1.7	Pinza, DOUBLE-TAP	46
4.1.1.8	Configuración del módulo HM-10 Bluetooth	47
4.2	Configuración del dispositivo MyoArmband.....	49
4.3	Pruebas de funcionamiento	50
4.3.1	Prueba de conexión inalámbrica.....	51
4.3.2	Prueba de activación de comunicación Inalámbrica	52
4.3.3	Prueba de ejecución de movimientos del PPCMA.....	54
4.3.4	Prueba de sujeción de peso con el PPCMA	59
4.4	Funcionamiento del PPCMA	60
4.5	Análisis económico de la implementación del prototipo PPCMA.....	61
4.6	Validación de la hipótesis	62
4.6.1	Problema	62
4.6.2	Verificación de la hipótesis	63

CONCLUSIONES	66
RECOMENDACIONES	67
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2	Descripción de los músculos del miembro superior.....	13
Tabla 2-2	Ventajas y desventajas del diseño de prótesis en 3D.....	20
Tabla 3-2	Características Tarjetas desarrolladoras.....	23
Tabla 4-2	Características de los motores.....	24
Tabla 1-4	Correspondencia de pines hm-10 y Arduino UNO.....	48
Tabla 2-4	Variables observadas en la prueba RESET de conexión inalámbrica.....	52
Tabla 3-4	Variables observadas en la prueba POWER OFF/ON de conexión inalámbrica...	52
Tabla 4-4	Variables observadas en la prueba RESET para activación de la conexión.....	53
Tabla 5-4	Valores prueba EJECUCIÓN DE GESTO muñeca – puño.....	55
Tabla 6-4	Valores EJECUCIÓN DE GESTO extensión - contracción de muñeca.....	56
Tabla 7-4	Valores EJECUCIÓN DE GESTO extensión de muñeca - dedos estirados.....	58
Tabla 8-4	Valores prueba EJECUCIÓN DE GESTO extensión de muñeca - doble toque...	59
Tabla 9-4	Valores EJECUCIÓN DE GESTO para la prueba puño.- extensión de muñeca..	59
Tabla 10-4	Prueba de sugestión.....	60
Tabla 11-4	Análisis de costos PPCMA.....	61
Tabla 12-4	Estadística Descriptiva de la prueba de hipótesis.....	62
Tabla 13-4	Tabla de promedios de las medias.....	63
Tabla 14-4	ANOVA promedio aciertos.....	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2	Huesos de la mano, articulaciones e incrustación de los músculos.....	9
Figura 2-2	Arcos de la mano humana.....	9
Figura 3-2	Falanges y articulaciones del dedo índice.....	10
Figura 4-2	Músculos y Tendones de la mano.....	11
Figura 5-2	Movimientos del pulgar.....	12
Figura 6-2	Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D).....	13
Figura 7-2	Niveles de Amputación.....	15
Figura 8-2	Esquema de las vías nerviosas sensoriales y motoras de la mano.....	16
Figura 9-2	Mano amputada muñón en muñeca.....	16
Figura 10-2	Mano con deformidad congénita. (Simbradactilia).....	17
Figura 11-2	Prótesis cosméticas.....	18
Figura 12-2	Diseño CAD CAM de una prótesis de mano.....	18
Figura 13-2	Estructura de la prótesis de mano.....	19
Figura 14-2	Partes del diseño de prótesis	20
Figura 15-2	Forma de onda de la señal obtenida por un sensor EMG.....	21
Figura 16-2	Tratamiento de la señal EMG.....	22
Figura 1-3	Esquema general de conexión modular del prototipo.....	26
Figura 2-3	Diagrama de Bloques módulo de sensado.....	28
Figura 3-3	Diagrama de bloques del módulo de control del PPCMA.....	29
Figura 4-3	Diagrama de bloques del módulo de aviso del PPCMA.....	29
Figura 5-3	Myo Armband con la identificación de los sensores.....	31
Figura 6-3	Bluetooth HM-10.....	31
Figura 7-3	Arduino UNO R3.....	32
Figura 8-3	Servomotor Dynamixel XL- 320.....	34
Figura 9-3	Terminales del servomotor xl- 320.....	34
Figura 10-3	Esquema de conexión de los dispositivos del PPCMA.....	35

Figura 11-3	Diagrama de Flujo del Software del PPCMA.....	40
Figura 1-4	Registro de las señales correspondientes a la mano en reposo REST.....	42
Figura 2-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto. REST.....	42
Figura 3-4	Gráfica de las señales eléctricas FLEXIÓN DE LA MUÑECA, Wave – In.....	43
Figura 4-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto WAVE-IN.....	43
Figura 5-4	Gráfica de las señales eléctricas EXTENSIÓN DE LA MUÑECA, Wave–Out..	44
Figura 6-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto WAVE-OUT.....	44
Figura 7-4	Gráfica de las señales eléctricas con el gesto PUÑO, Fist.....	45
Figura 8-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto FIST.....	45
Figura 9-4	Gráfica de las señales eléctricas con el gesto PALMA ABIERTA, Spread.....	46
Figura 10-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto FINGERS-SPREAD.....	46
Figura 11-4	Gráfica de las señales eléctricas con el gesto PINZA, Double-Tap.....	47
Figura 12-4	Identificación y Grado de fuerza del gesto DOUBLE-TAP.....	47
Figura 13-4	Diagrama de pines HM-10.....	48
Figura 14-4	Conexión entre Arduino UNO y HM-10.....	49
Figura 15-4	Gesto Extensión de muñeca o WAVE-OUT.....	50
Figura 16-4	Circuito de conexión del módulo HM-10 y Arduino realizado en proteus.....	50
Figura 17-4	Gesto Wave-In para activación de comunicación inalámbrica.....	53
Figura 18-4	Gesto de puño-Fist.....	54
Figura 19-4	Agarre completo.....	55
Figura 20-4	Gesto Wave-In.....	56
Figura 21-4	Agarre parcial.....	56
Figura 22-4	Dedos estirados - fingers spread.....	57
Figura 23-4	Pinza.....	57
Figura 24-4	Gesto doble tap.....	58
Figura 25-4	Puntero dedo índice.....	58
Figura 26-4	Sistema PPCMA ensamblado y sensor MyoArmband.....	61

Figura 27-4	Diagrama de medias.....	64
--------------------	-------------------------	----

RESUMEN

En la presente investigación se implementó un prototipo de prótesis de mano con control muscular y comunicación inalámbrica. Los gestos musculares se encuentran ligados a movimientos de dedos de la prótesis, estos se ejecutan desde un controlador que es capaz de identificar las señales mioeléctricas con una respuesta de muestreo de 2ms y una latencia de ejecución de menos de 1 segundo. Consta de cuatro módulos, el módulo de sensado se comunica de manera inalámbrica utilizando tecnología bluetooth. El primero, denominado módulo de sensado formado por sensores mioeléctricos que recogen la información proporcionada por los movimientos musculares del brazo y la transmiten de manera inalámbrica hasta el módulo de control. El segundo, un módulo de control conformado por un microcontrolador montado sobre una tarjeta Arduino que se encarga de recibir las señales de los sensores, identificar los gestos y enviar señales de control y aviso a los módulos restantes. El tercero, un módulo de actuación que se encuentra conformado por servomotores que se encargan del movimiento de los dedos para ejecutar los agarres. El cuarto, un módulo de aviso conformado por indicadores led. Todos estos módulos se encuentran montados sobre una estructura impresa en 3D, de tal forma que es adaptable, ligera y cómoda para el usuario. El mismo es un sistema modular, de bajo costo, adaptable, de fácil instalación y manejo, que, permite el control de forma inalámbrica desde una señal muscular proveniente del brazo. Con las pruebas realizadas se comprobó que el sistema implementado es adaptable tanto en software como en hardware, ligero, de bajo costo, y es eficiente al obtener un 90% de aciertos en las pruebas de movimiento de dedos al realizar agarres y movimientos gestuales, siendo apto para la utilización en personas con muñón o malformación en dedos de la mano.

PALABRAS CLAVES: <ROBÓTICA>, <COMUNICACIÓN INALÁMBRICA>, <DISEÑO DE PRÓTESIS>, <BLUETOOTH>, <SENSORES>, <MIOELÉCTRICO>, <COMUNICACIÓN SERIAL>, <IMPRESIÓN 3D>, <SERVOMOTOR>

ABSTRACT

In this research a prototype of hand prostheses with muscular control and wireless communication was implemented. Muscle gestures are linked to movements of fingers of the prosthesis; these are executed from a controller capable of identifying the myoelectric signals with a sampling response of 2 ms and a latency of execution of less than 1 second. It consists of four modules; the sensing module is communicated in wireless using Bluetooth technology. The first called sensing module formed by myoelectric sensors collects the information provided by the muscular movements of the arm and transmit it in a wireless way to the control module. The second, a control module formed by a microcontroller mounted on an Arduino card in charge of receiving the signals from the sensors, identifying the gestures and sending control signals and warnings to the remaining modules. The third, a module of action, is formed by servomotors responsible for the movement of the fingers to execute the grips. The fourth, a warning module formed by led indicators. All these modules are mounted on a structure printed in 3D, so that it is adaptable, light and comfortable for the user. It is a modular system, low cost, adaptable, easy installation and management, which allows the wireless control off a muscle signal from the arm. With the tests carried out, it was found that the implemented system is adaptable in both software and hardware, lightweight, low cost, and it is efficient to obtain 90% success in the finger movement tests when making grasping and gestural movements, being suitable for use in people with stump or malformation in fingers of the hand.

KEY WORDS: <ROBOTICS>, <WIRELESS COMMUNICATION>, <PROSTHESIS DESIGN>, <BLUETOOTH>, <SENSORS>, <MYOELECTRIC>, <SERIAL COMMUNICATION>, <3D PRINTING>, <SERVOMOTOR>

INTRODUCCIÓN

Las técnicas más avanzadas de la ingeniería y la robótica se han puesto al servicio de la biociencia para engendrar una nueva disciplina bautizada como biónica. Su objetivo es el diseño de todo tipo de recambios artificiales para sustituir órganos dañados o recuperar funciones perdidas en el organismo humano. Se trata de conceptos como prótesis que se accionan con sólo el pensamiento, dispositivos que emulan el corazón o el hígado, tejidos artificiales o sangre sintética. Sin embargo, imitar una 'maquinaria' tan compleja como es el cuerpo humano no es ni mucho menos sencillo. Expertos de los centros más prestigiosos del mundo hacen un repaso del estado actual de los trabajos en este campo en un especial publicado en el último número de la revista Science. Las revisiones incluyen también los inconvenientes de algunas de las opciones en investigación que podrían impedir que éstas no lleguen finalmente al paciente o que lo hagan tras un largo periodo de tiempo (Vladimir, 2004).

En el país existen cerca de diez firmas fabricantes de prótesis que se las arreglan para acceder a una población sin recursos, que en su mayoría vive en zonas rurales apartadas, donde se dificulta el acceso a este servicio. Por esta razón, muchos de los fabricantes acuden a programas de cooperación internacional, iniciativas personales y soporte de la empresa privada para ayudar a esta población que se encuentra en condición de discapacidad. Las prótesis se hacen a la medida del paciente, pero desafortunadamente no están incluidas en los planes de salud pública, muchas personas deben acudir a la ayuda de ayuda de instrucciones de ayuda social para poder acceder a estas prótesis. El Estado define los servicios a utilizar considerando los costos y generalmente opta por la más económica. Dada la complejidad anatómica y funcional que ha de sustituir el dispositivo protésico, los resultados funcionales y de adaptabilidad obtenidos son pobres comparados con la pérdida sufrida, presentándose inconformidad del paciente. A pesar del considerable progreso tecnológico experimentado en este campo las más complejas prótesis realizadas hasta ahora son solo suplencias modestas.

Por lo expuesto anteriormente se desarrollado la investigación, cuyo objetivo es realizar la implementación de un prototipo de prótesis con control muscular para mejora del movimiento y agarre de objetos, aplicada a personas con muñón o malformación en los dedos de la mano, efectuando un estudio previo del tipo de materiales, sensores, actuadores, peso, dimensiones y funcionalidades, para realizar la construcción de un primer prototipo de prótesis activa robótica, que sea funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad, se convino la utilización de los siguientes métodos y técnicas:

Métodos Teóricos:

- **Revisión documental**, para conocer información relacionada de los tipos de prótesis que son de acceso público, trabajos relacionados al objeto de estudio, así como avances tecnológicos que presenta el control de movimiento de las prótesis.
- **Histórico-lógico**, empleado para estudiar la evolución de los sistemas electrónicos para el control de movimiento.
- **Sistematización**, para aplicar la información bibliográfica y experimental a la implementación de una prótesis controlada con sensores musculares.
- **Análisis y síntesis**, para evaluar los resultados, llegar a conclusiones y recomendaciones.

Métodos empíricos:

- Experimentación, para realizar la simulación y comprobación de los módulos que se describen en la investigación.
- Medición, para la evaluación de los movimientos de agarre.
- Observación, para la validación del prototipo de prótesis.

Métodos Estadísticos:

- Permiten procesar e interpretar los resultados obtenidos con el prototipo desarrollado y contrastarlos con los parámetros de diseño originales.

Para cumplir con el objetivo trazado se llevarán a cabo las siguientes tareas de Investigación:

- Estudio y selección de las formas de transmisión de información y de los distintos dispositivos electrónicos a emplear.
- Revisión bibliográfica de control de prótesis mioeléctricos.
- Diseño e implementación del *hardware* y *software*.
- Pruebas y puesta a punto de las conexiones inalámbricas y ejecución de movimientos.
- Valoración de resultados y análisis de errores.

Resultados esperados: Utilizar la Implementación de un prototipo de prótesis con control muscular para mejorar el movimiento y el agarre de objetos, aplicado a personas con muñón o malformaciones en los dedos de la mano.

La presente tesis consta de un Resumen e Introducción, cuatro capítulos, conclusiones y recomendaciones. El **primer capítulo**, se revisa la problemática y se definen objetivos generales y específicos de esta investigación. El **segundo capítulo** define el marco teórico enfocado al tema de estudio, como al conocimiento de los dispositivos electrónicos y al conocimiento del estudio de las prótesis y los movimientos de la mano. El **tercer capítulo** contempla el *Hardware* del sistema, donde se define la arquitectura, sensores, módulos de comunicación y el *software* a desarrollar. El **cuarto capítulo** muestra las pruebas y resultados obtenidos de la implementación. Finalmente, en las **Conclusiones**, se resumen los resultados fundamentales alcanzados en la investigación y se resaltan aspectos importantes. Y en las **Recomendaciones** se plantea algunos objetivos que se pudieran tener en cuenta para el desarrollo de investigaciones posteriores y trabajos futuros.

CAPÍTULO I

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según la Organización mundial de la salud hasta 2013, se estima que al rededor del 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad, cifra que va creciendo debido a factores como el envejecimiento y el aumento de enfermedades de tipo crónico. En países de América Latina las cifras crecen a causa de las situaciones sociales relacionadas al nivel de desarrollo en salud y tecnología. OMS (2017). Discapacidad y Rehabilitación. Puesto que el nivel de desarrollo económico y tecnológico es grande en países de primer mundo, el acceso a prótesis es mayor con respecto a América Latina. Gracias a la difusión de tecnologías como impresoras 3D y diseños de uso libre en internet ahora se tiene acceso a una gran variedad de prótesis.

En el Ecuador, el número de personas con discapacidades físicas por pérdida total o parcial de sus extremidades es considerable. Según datos recogidos por el CONADIS de un total de 16,5 millones de personas, 196 758 padecen algún tipo de discapacidad física en alguno de sus miembros, de los cuales un porcentaje significativo corresponde a personas que tienen discapacidad en alguno de los miembros superiores, ya sea por mutilaciones o defectos de nacimiento. CONADIS (2017). *Información estadística de personas con discapacidades físicas y mentales en Ecuador*

Según información de la vicepresidencia de la república hasta el 2013, un total de 4600 personas requerían de prótesis de extremidades superiores e inferiores. Para cubrir esta demanda el gobierno a través de la fundación Manuela Espejo implemento un sistema CAD-CAM para el desarrollo de prótesis a la medida en un tiempo muy corto. VICEPRESIDENCIA DE LA REPUBLICA (2016) *Desarrollo de prótesis*.

En el país existen alrededor de una docena de fabricantes de prótesis la mayoría de estos lo hacen de forma profesional, como ayuda social en hospitales y clínicas, pese a esto su costo es muy elevado y en la mayoría de los casos inalcanzables para este sector de la población que está conformado por las personas que sufrieran mutilaciones en accidentes, por enfermedades, procedimientos médicos, o que nacen con esta condición.

El difícil acceso a prótesis de mano en nuestro país es generalmente, por factores económicos, el lento desarrollo técnico y tecnológico en el área de la protésica, han hecho que se dificulte acceder a una prótesis de calidad que logre satisfacer las necesidades de movimiento y utilidad para realizar sus actividades diarias. Sumado a ello encontramos que el progreso de las prótesis a nivel

nacional esta reducido a muy pocas empresas que desarrollan sus productos enfocándose en la suplantación estética y no en la funcionalidad del movimiento de los dedos. Planes gubernamentales son desarrollados para brindar apoyo a este sector de la sociedad, con ayuda de los GAD municipales y contribuciones extranjeras sin cubrir las necesidades, debido a que en su mayoría son estáticas o de un mínimo grado de movilidad.

La presente investigación se basa en la planificación estratégica del Plan Nacional del buen Vivir del Ecuador para el año 2013-2017 descrito por la Secretaria Nacional de Planificación y Desarrollo, plantea en el objetivo 3: Mejorar la calidad de vida de la población. (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2013). Bajo este contexto se busca desarrollar una investigación que trate sobre el Control del movimiento de los dedos de una prótesis de mano a través de señales musculares, para personas con muñón o malformaciones en los dedos de las manos.

1.1 Formulación del problema

¿Cómo implementar un prototipo de prótesis con control muscular para mejora del movimiento y agarre de objetos, aplicada a personas con muñón o malformación en los dedos de la mano?

1.2 Preguntas Directrices

¿Qué movimientos de la mano son los más comunes y cuál es la mecánica que interviene en cada uno de ellos?

¿Qué diseño físico de una prótesis de mano es el más indicado para ajustarse a los movimientos y mecánica seleccionados?

¿Cuáles son los métodos para el control del movimiento de los dedos a través de sensores musculares?

¿Qué software y que algoritmos de control se pueden utilizar para aproximar el movimiento de los dedos de la prótesis al movimiento real de los dedos de la mano?

¿Cuál es la respuesta de movimiento de la prótesis en relación a el diseño seleccionado y el sistema de control utilizado?

1.3 Justificación de la investigación

La discapacidad física que presenta este sector de la población ha provocado que su desarrollo personal y profesional se vea limitado. Por motivos de discriminación laboral o incluso físicos,

este grupo de personas no accedan a los beneficios a los que están sujetos el resto de la población. Junto a esto, la falta de planes de desarrollo tecnológico y social en el campo de las prótesis ha hecho que un gran porcentaje de estas personas que se encuentran en un nivel económico medio y medio-bajo no puedan acceder a una prótesis de calidad que garantice su desenvolvimiento normal en el desarrollo de sus actividades diarias. Tomando en cuenta que en el país el desarrollo de prótesis está limitado a prótesis pasivas cuyo uso es únicamente estético y a pocas opciones que con su diseño un poco anticuado cumplen en un porcentaje muy bajo con la ayuda que estas personas necesitan.

Con esta investigación se pretende desarrollar una prótesis de mano en la que, a través de la comunicación entre un dispositivo sensorial inalámbrico y un sistema electrónico encargado de la movilidad de los dedos de la prótesis, se pueda emular el movimiento de los dedos de una mano.

El procedimiento para la construcción de una prótesis parte desde la toma de medidas de los pacientes, la selección de los materiales y el diseño personalizado, siendo estos los procesos que más carga económica requieren, desafortunadamente esto no están incluido en los planes de salud popular y muchas personas deben acudir por sus propios medios para conseguir una prótesis.

Dada la complejidad anatómica y funcional que ha de sustituir el dispositivo protésico, los resultados funcionales y de adaptabilidad obtenidos son relativamente bajos comparados con la funcionalidad real de un miembro, presentándose inconformidad del paciente y malestar psicológico, pues a pesar del considerable progreso tecnológico experimentado en este campo las más complejas prótesis realizadas son inalcanzables para este grupo vulnerable.

Teniendo en cuenta que la discapacidad de miembro superior es de las más frecuentes, con el presente trabajo de Maestría se quiere realizar el diseño y control de una mano, el movimiento de los dedos de acuerdo a señales proporcionadas por los músculos. Efectuando un estudio previo del tipo de materiales, sensores, actuadores, dimensiones y funcionalidades, para realizar la construcción de un primer prototipo de prótesis activa robótica, que sea funcional, de bajo costo y alto grado de adaptabilidad.

Esta investigación también tiene como finalidad la de impulsar el desarrollo de este campo investigativo, siendo los principales beneficiarios los investigadores que realizan este trabajo y los que estén interesados en ampliarlo. Adicional a esto también obtendrán un beneficio indirecto las personas que forman parte de la población a la cual se dirige el desarrollo de la investigación

1.4 Objetivos de la investigación

1.4.1 Objetivo General:

Implementar un prototipo de prótesis con control muscular para mejora del movimiento y agarre de objetos, aplicada a personas con muñón o malformación en los dedos de la mano.

1.4.2 Objetivos Específicos:

- Investigar la mecánica de movimiento de la mano y los movimientos que se pueden emular con una prótesis robótica.
- Investigar los diferentes tipos de prótesis, materiales, actuadores, mecanismos de transmisión y software.
- Analizar los tipos de señales musculares y los tipos de sensores que se pueden utilizar para el control del movimiento de los dedos de la prótesis.
- Analizar los algoritmos de control que se pueden aplicar al movimiento de los dedos de la prótesis de mano.
- Implementación del diseño del prototipo y realización de pruebas de funcionamiento.

1.5 Hipótesis General

La implementación de un prototipo de prótesis con control muscular para personas con amputación o defecto de nacimiento en los dedos de la mano, es eficaz emulando movimientos de la mano y agarre de objetos.

CAPÍTULO II

2 MARCO TEÓRICO

Este capítulo muestra un breve análisis de los elementos más importantes y de los criterios físicos que se utilizan a lo largo del desarrollo del prototipo. Se muestra también un resumen de los valores técnicos más importantes de los dispositivos a utilizar en el desarrollo de la prótesis.

2.1 Análisis del escenario

En el desarrollo de la prótesis de mano es necesario identificar el funcionamiento exacto de cada una de las variables que intervienen en el movimiento de agarre, el movimiento de los dedos, el movimiento de los músculos, los movimientos musculares asociados a los movimientos de la prótesis, la resistencia de los materiales con los que será construida, la fuerza que se puede imprimir a partir de los elementos electrónicos acorde a las características que se muestran en el planteamiento del problema. Para lo cual se analiza temas que sirven de apoyo en la investigación y desarrollo del prototipo. Para mejorar la comprensión de los conceptos en el desarrollo del proyecto se utiliza las siglas PPCMA haciendo referencia a “PROTOTIPO DE PRÓTESIS CON CONTROL MUSCULAR PARA MEJORA DEL MOVIMIENTO Y AGARRE DE OBJETOS, APLICADA A PERSONAS CON MUÑÓN O MALFORMACIÓN EN LOS DEDOS DE LA MANO”.

2.2 Fisiología y Biomecánica de la mano humana

Es el órgano táctil más importante del cuerpo humano debido a las funcionalidades que posee, los movimientos que puede realizar y lo fundamental de su funcionamiento, ya que permite al ser humano interactuar directamente con el entorno siendo una herramienta sensorial y un elemento actuador muy versátil. Está compuesta por un total de 27 huesos agrupados en las falanges, los metacarpianos y los carpianos como se muestra en la figura 1-2. Esto permite que la mano tenga un movimiento muy versátil y adaptable comprendido en 20 GLD (grados de libertad) los cuales están accionados a través de alrededor de 40 músculos que permiten realizar una gran variedad de movimientos como se muestran en la figura 2-2. (Quinayas Burgos, 2010)

Está formada por 3 grupos de huesos: Carpo, Metacarpo y Falanges. Esta está unida al antebrazo por una sección del carpo, la misma que se encuentra unida al metacarpo dando como origen a la palma central a la que a su vez se encuentran conectados los dedos formados por falanges. La naturaleza y posición de cada uno de estos huesos hacen que la mano adopte formas de arcos que

maximizan la funcionalidad y adaptabilidad de la mano. Los arcos principales se encuentran a nivel metacarpiano, a nivel carpiano y uno transversal que va desde la unión de la muñeca hasta la punta de las falanges. Esta forma arqueada es fácil de observar cuando la mano se encuentra en reposo en su posición natural (H. Rouviere, 2005).

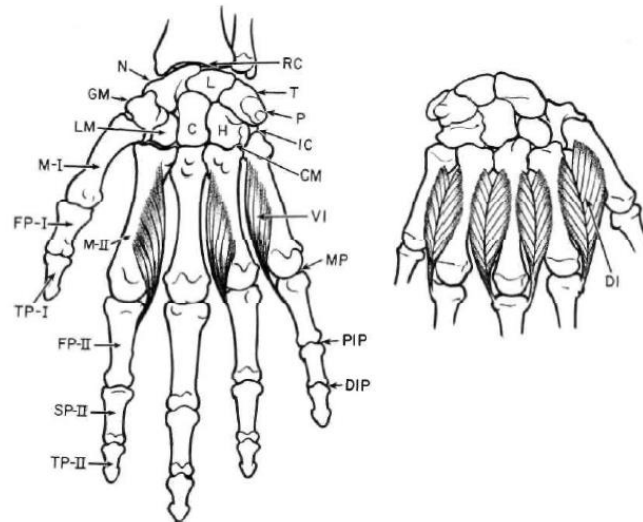


Figura 1-2 Huesos de la mano, articulaciones e incrustación de los músculos.
Fuente: (L Taylor, J. Schwarz, 1955)

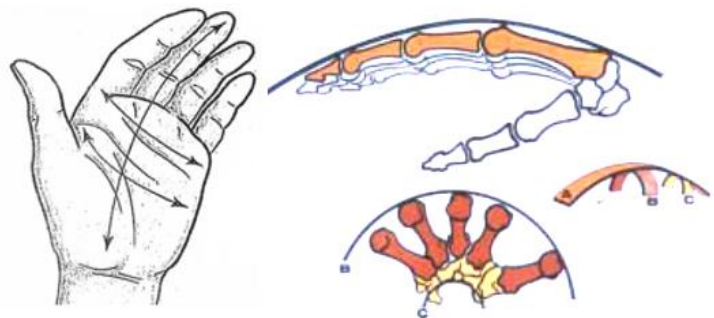


Figura 2-2 Arcos de la mano humana.
Fuente: (L Taylor, J. Schwarz, 1955)

Los dedos de la mano se encuentran conformados por tres articulaciones principales como se muestra en la figura 3-2:

- *Articulaciones metacarpo falángicas* (MCP): que une la falange metacarpiana y la proximal de un dedo o pulgar.

- *Articulación interfalángica proximal* (PIP): localizada entre las falanges media y proximal del dedo.
- *Articulación interfalángica distal* (DIP): ubicada entre las falanges media y distal del dedo. (Quinayas Burgos, 2010)



Figura 3-2 Falanges y articulaciones del dedo índice.
Fuente: (Quinayas, Burgos, 2010)

Un músculo en esencia es un conjunto de fibras o células alargadas que se encuentran unidas por tejidos conjuntivos éstas constituyen fascículos que contienen en su interior miofibrillas, filamentos formados por dos proteínas que son las responsables del movimiento a través de la contracción del músculo: actina y miosina. El punto de unión entre el nervio y el tejido muscular lo constituye la placa motora. Como se muestra en la figura 4-2, los tendones se asemejan a cuerdas inextensibles; son de color blanco y están formados por fibras de colágeno. Por medio de ellos, los músculos se insertan en el hueso. Cuando el músculo se contrae, tira del hueso por medio del tendón. El tendón más grande de nuestro cuerpo es el de Aquiles. A través de éste, los músculos posteriores de la pierna se insertan en el tobillo. (Barone, 2000)

Una vez descrito el funcionamiento general de los músculos respecto a los huesos y tendones aparecen interacciones nuevas entre los diferentes tipos de huesos, en el caso de los dedos de la mano hay tres grupos básicos de músculos:

- *Los flexores extrínsecos*. Originados en la parte anterior del antebrazo; el flexor profundo y superficial perteneciente a este grupo.
- *Los extensores extrínsecos*. Originados en la parte posterior del antebrazo, el músculo extensor digitorum pertenece a este grupo.
- *Los músculos intrínsecos*. Cuyo origen va del distal a la articulación de la muñeca.

Cada grupo juega un papel importante en el movimiento y la estabilidad de los dedos.
(Quinayas Burgos, 2010)

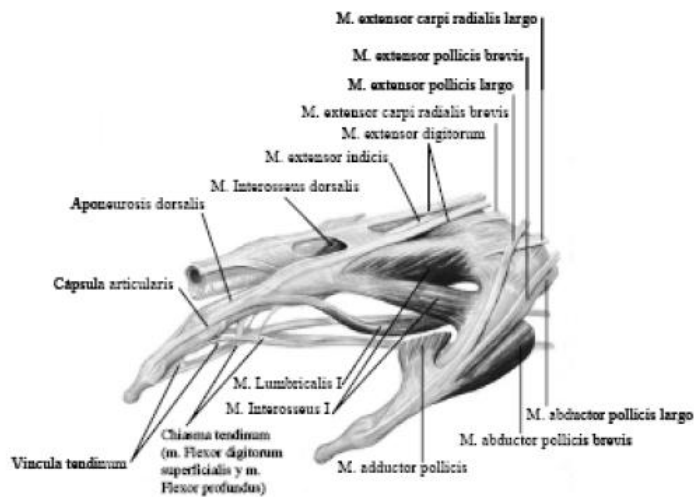


Figura 4-2 Músculos y Tendones de la mano.
Fuente: (Quinayas, Burgos, 2010)

2.2.1.1 Movimiento de los dedos

La estructura de los dedos: índice, medio, anular y meñique, es similar en su funcionamiento y las partes que los componen. Es así como el análisis de movimiento se realiza únicamente sobre uno de ellos. Estos están compuestos por tres falanges que son: distal, intermedio y proximal, las mismas que facilitan los movimientos de agarre a través de los movimientos de cierre de gancho y los de apertura sobre el eje de la palma de la mano. Esto hace que la mano pueda adaptar sus agarres a varias formas de objetos. El dedo pulgar por su parte cuenta con dos falanges, la distal y proximal, esto hace que sea el dedo más pequeño de la mano y debido a su posición es ideal para realizar el movimiento de agarre (Taylor & Schwartz, 2000). Este dedo se encuentra anclado directamente al metacarpo, lo que le permite tener un gran rango de movilidad, pudiendo realizar los siguientes movimientos:

- *Extensión o abducción:* Como se muestra en la figura 3-2 a, este movimiento permite que la mano se abra en su totalidad pasando de su posición natural de arcos a una posición plana desplazando de 35 a 40 grados al dedo pulgar.
- *Aducción:* Una vez que la mano se encuentra en posición extendida, como se muestra en la Figura 3-2 b, este movimiento permite al dedo pulgar desplazarse de 35 a 40 grados sobre el mismo eje de la palma de la mano.

- *Oposición:* Como se muestra en la Figura 3-2 c, mientras la mano se encuentra en su posición natural de arco, este movimiento permite que el dedo pulgar se desplace en dirección del meñique sobre la palma de la mano de 45 a 60 grados, siendo este un movimiento propio de aplicación de fuerza en el cierre o apertura de la mano.
- *Reposición:* Como muestra la Figura 3-2 d, en este movimiento regresa a la mano a su posición normal, desplazando al dedo pulgar a su posición inicial. (H. Rouviere, 2005)

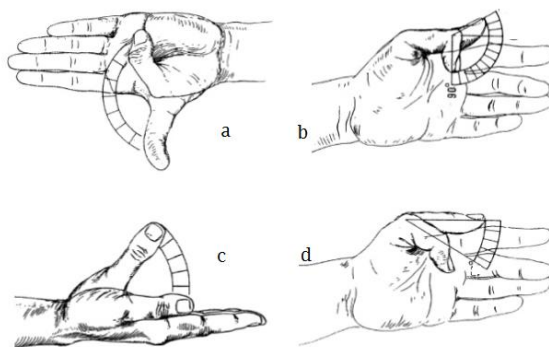


Figura 5-2 Movimientos del pulgar. a) Extensión, b) Aducción, c) Oposición, d) Reposición
Fuente: (S Hoppenfeld, 1999)

2.2.1.2 Tipos de agarre de la mano

Debido al gran número de músculos, tendones y articulaciones presentes en la mano humana, existe también una gran variedad de movimientos que se pueden realizar. Estos movimientos se clasifican en dos grupos que son: los movimientos pensiles y los no pensiles. Los movimientos pensiles son movimientos en los que un objeto es agarrado total o parcialmente y es mantenido dentro de la mano, y los movimientos no pensiles son aquellos en los que la mano no agarra dicho objeto, pero mantiene una interacción con él, es decir que puede tratarse de movimientos en los que la mano empuja, sujeta o manipula objetos con todos los dedos o con cada uno de ellos. En 1919, Schlesinger realizó una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas y agrupó en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana como se muestra en la Figura 6-2: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral). (Quinayas Burgos, 2010)

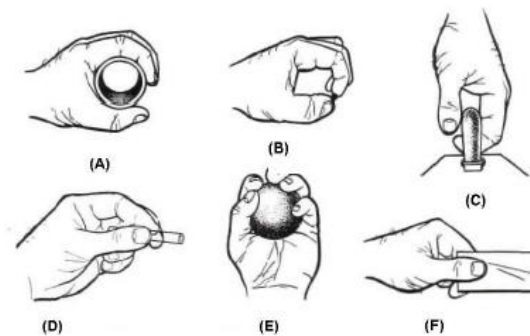


Figura 6-2 Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D)

Fuente: Quinayas Burgos, 2010

Para el desarrollo de este prototipo se ha seleccionado 5 movimientos de mano principales entre los cuales se muestran tipos de agarres y movimientos habituales que los usuarios podrán incluir en su desarrollo habitual. Estos movimientos son:

- Agarre cilíndrico completo
- Agarre cilíndrico parcial
- Agarre de pinza
- Puntero
- Mano abierta

Estos movimientos son consecuencia del movimiento de los músculos del antebrazo. Los cuales a través de la contracción y estiramiento de los mismos producen movimientos en los dedos de la mano. Debido a que estos músculos están ligados directamente con los movimientos de agarre de la mano se utilizarán los principales movimientos musculares identificar los movimientos de agarre de la mano. Como muestra en la tabla 1-2, se encuentran detallados los músculos que funcionan en cada parte del brazo. Son los movimientos musculares del antebrazo sobre los que centraremos la atención para el desarrollo del control del prototipo de prótesis. (Wikinson & Weghe, 2003)

Tabla 1-2 Descripción de los músculos del miembro superior

DESCRIPCIÓN	ACCIÓN	MÚSCULO
Muñeca	Flexión	Flexor cubital del carpo
		Flexor radial del carpo
		Palmar largo
	Extensión	Extensor radial del carpo
		Extensor cubital del carpo
	Abducción	Flexor radial del carpo

	Aducción	Palmar largo
		Extensor radial del carpo
		Flexor cubital del carpo
		Extensor cubital del carpo
Antebrazo	Supinación	Supinador
		Bisep Braquial
		Braquirradial
	Pronación	pronador redondo
		pronador cuadrado
		Braquirradial
Codo	Flexión	Bisep Braquial
		Braquial anterior
		Supinador largo
	Extensión	Tricep braquial

Fuente: (Chico Moreno, 2016)

2.3 Amputación

La amputación es un procedimiento quirúrgico el cual consiste en la extirpación de una extremidad de forma parcial (falanges, dedos, manos) o total. Estas extirpaciones se realizan de forma perpendicular a los ejes longitudinales de los miembros fraccionando los huesos, o directamente sobre las articulaciones (desarticulación) (Quinayas Burgos, 2010). La causa de una amputación suele estar relacionada con enfermedades, lesiones o cirugías. Por lo regular la amputación de una extremidad trae consigo disminución de funciones motrices y también traumas de orden psicológico que influyen mucho en la recuperación y la autoestima del enfermo (Mendoza & Moreno, 2018). Existen 2 tipos de amputaciones:

- *Amputación primaria o traumática.* Es aquella producida por un agente traumático.
- *Amputación secundaria o quirúrgica.* Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

Como se muestra en la Figura 7-2, las amputaciones se realizan de en distintos lugares de la extremidad de acuerdo con los niveles de amputación con el fin de obtener un muñón útil en el que se pueda adaptar una prótesis. El nivel de amputación tiene que ser lo más distal posible ya que la función de los muñones de amputación se reduce de forma progresiva al subir el nivel de la amputación (Mendoza & Moreno, 2018). Dependiendo del nivel de amputación, se puede distinguir los siguientes tipos:

- Desarticulación del hombro.
- Amputación transhumeral (por encima del codo).
- Desarticulación del codo.

- Amputación transradial (por debajo del codo).
- Desarticulación de la muñeca.
- Amputación parcial de mano

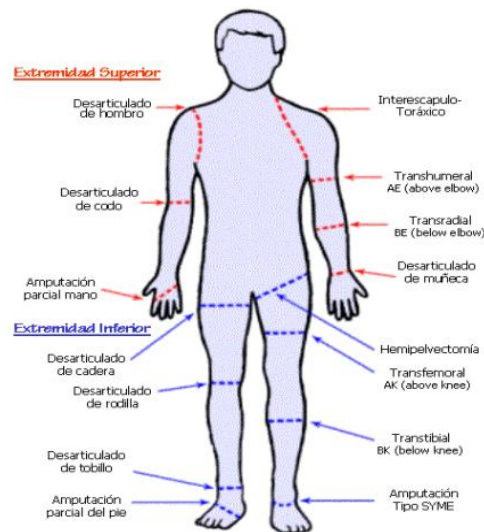


Figura 7-2 Niveles de Amputación
Fuente: Quinayas Burgos, 2010

2.3.1 Sustitución funcional de la mano

La mano humana tiene múltiples funciones que van más allá del control físico del medio en el que el ser humano se desarrolla, ya que al contar con sensibilidad en la piel que la cubre esta se convierte en una terminal sensorial a través de la cual se pueden percibir más variables ambientales (Pedreño & Guerrero). La mano tiene otras funciones que desempeñan un papel esencial en nuestras vidas.

- Expresión a través de gestos.
- La función visceral de llevar la comida a la boca.
- Las funciones emocionales y sexuales en acariciar.
- La función agresiva para ofensa y defensa.
- Higiene corporal
- La función de termorregulación.

Esta capacidad de percibir el entorno a través de las terminales sensoriales en la piel permite que, usando la exploración, la palpación y manipulación de los objetos y el ambiente se pueda obtener una mayor cantidad de información, de esta manera se puede decir que las manos tienen la capacidad de un órgano sensorial. (Quinayas Burgos, 2010)

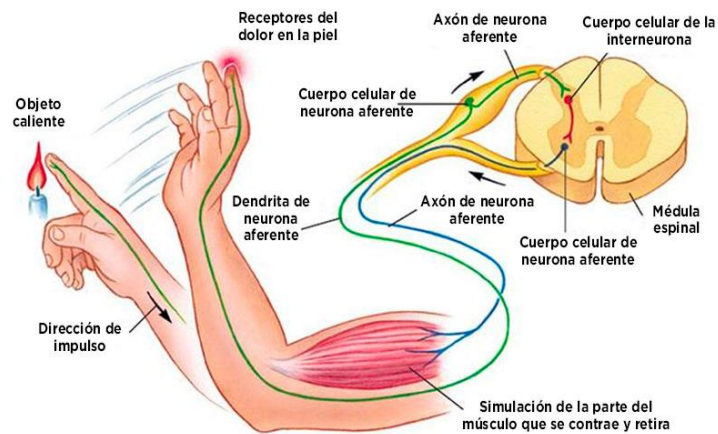


Figura 8-2 Esquema de las vías nerviosas sensoriales y motoras de la mano.
Fuente: (<http://reflexopodalanahi.com/wp-content/uploads/2015.jpg>)

2.4 Muñón

Como se muestra en la figura 9-2, muñón es el extremo cicatrizado de una extremidad que ha sido amputada. Las extremidades afectadas han perdido parte de su funcionalidad, para lo cual dependen del nivel de funcionalidad que está relacionado directamente con el porcentaje de pérdida de miembro (Tubiana, R; Saunders Company, 1981).



Figura 9-2 Mano amputada muñón en muñeca
Fuente: <http://www.magentart.com/protesis/mano1.jpg>

2.5 Malformaciones y anomalías congénitas de la mano

Como se muestra en la figura 10-2, son malformaciones provocados por alteraciones genéticas desde el nacimiento tienen como origen las anomalías del proceso de formación, de diferenciación o de segmentación de la estructura primitiva. Estas malformaciones son producidas desde la

formación del feto y van mostrándose mientras se desarrolla el individuo (Dautel & Barbary, 2010). Hablando específicamente de la extremidad superior las más comunes son:

- Polidactilia o dedos adicionales.
- Sindactilia o dedos fusionados.
- Simbraquiadactilia o mano sin desarrollar.
- Mano zamba o mano sin huesos del antebrazo.
- Retrodactilia o mano con hendidura.
- Hipoplásticos o dedo pulgar pequeño.
- En gatillo o pulgar en resorte.



Figura 10-2 Mano con deformidad congénita. (Simbradactilia)

Fuente: [http://beauteplastique.com/malformaciones/ image_241.jpg](http://beauteplastique.com/malformaciones/image_241.jpg)

2.6 Prótesis, extremidades y manos robóticas.

Es un elemento que ha sido construido con el objetivo de llevar a cabo las funciones que han sido perdidas por un individuo al haber sido amputado total o parcialmente. Dichas prótesis pueden contribuir también al bienestar psicológico de los pacientes al permitirles enmendar parcialmente la falta de sus miembros. El avance en el desarrollo de prótesis está ligado directamente a la aparición de nuevos materiales, tecnología y al desarrollo del entendimiento del funcionamiento del cuerpo humano. (Dorador , Rios , & Flores , 2004)

2.6.1 Prótesis pasivas o estéticas

Son prótesis cuyo principal fin es el de cubrir el aspecto estético. Están diseñadas para ser lo más similar posible a un miembro real, pero tienen un mínimo de movimiento mecánico. Están contruidos de materiales sintéticos y su función es el restablecimiento emocional del paciente. Como se muestra en la figura 11-2, estas prótesis pueden ser diseñadas con especificaciones particulares de acuerdo a las necesidades del usuario (Browsers, 2002).



Figura 11-2 Prótesis cosméticas

Fuente: <https://gabriel1711utpl.files.wordpress.com/2013/09/dedos.jpg>

2.6.2 Prótesis funcionales

Estas prótesis se caracterizan por tener movilidad, tratan de ajustarse a los movimientos reales del miembro que intentan suplir. Este tipo de prótesis son principalmente mecánicas, inicialmente utilizando esfuerzos mecánicos naturales del cuerpo humano para realizar los movimientos requeridos. Utilizan también sistemas de movilización de fluidos como aire (prótesis mecánicas-neumáticas) y debido al avance de la tecnología también accionadas por elementos electrónicos. De aquí se desprenden las prótesis mioeléctricas, cuya principal característica es la de utilizar los impulsos eléctricos producidos por el cuerpo humano para controlar dispositivos electrónicos y mecánicos que realizan los movimientos. La aparición de materiales sintéticos facilitó la adaptabilidad de las prótesis mejorando la sensación de uso para los pacientes. Hoy en día con el desarrollo de nuevos tipos de materiales sintéticos se pueden utilizar técnicas como CAD CAM, la cual permite realizar el escaneo de los miembros afectados y de los miembros funcionales. Este escaneo se realiza con dos propósitos. El primero propósito es el de obtener la morfología del miembro amputado para adaptar con un alto nivel de precisión la prótesis, y la segunda para utilizar la simetría del cuerpo del paciente en la creación del miembro faltante como podemos ver en la figura 12-2 (Mason & Salisbury, 1985).

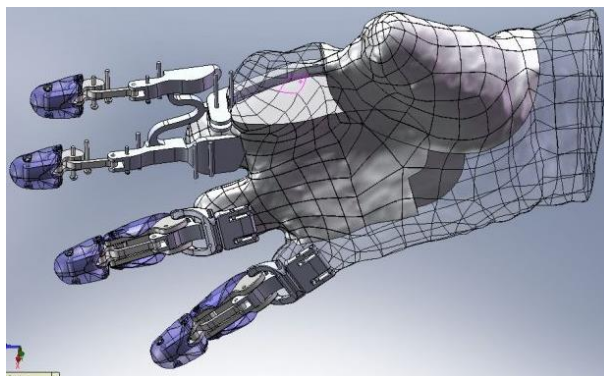


Figura 12-2 Diseño CAD CAM de una prótesis de mano

Fuente: <http://www.vcb.lt/wp-content/uploads/ks-1-840x430.jpg>

Con la aparición de las impresoras 3D y las plataformas de uso libre de diseños en 3D, es posible realizar diseños ajustados a la medida del usuario desde la comodidad del hogar. Esto abre una gran posibilidad de opciones que pueden ser tomadas en cuenta para el desarrollo del prototipo de prótesis que se plantea en este proyecto (Loaiza, 2012). Las principales consideraciones a tener en cuenta en el desarrollo de la prótesis son:

- Ligero y de fácil instalación
- La prótesis está dirigida personas con muñón de muñeca, amputación de dedos.
- La morfología del diseño de prótesis debe ser similar a la mano humana
- La morfología de la mano debe ser similar a la humana de tal manera que se puedan realizar los movimientos antes definidos para el proyecto (Agarre completo, agarre ligero, pinza, puntero, mano abierta).
- La prótesis es de uso habitual y no para uso en trabajos que realicen fuerzas que comprometan su desempeño.

En la Figura 13-2 se muestra el diseño terminado de la estructura de la prótesis de mano impresa en 3D, la cual se adapta e manera óptima a los movimientos que serán programados. Esta impresión está realizada con ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) que es un filamento plástico muy resistente que al ser moldeado a una temperatura de 240 grados centígrados y tomar forma adquiere una gran resistencia, lo cual le convierte en un material ideal para el desarrollo de un prototipo (Carrozza, Cappiello, & Misera , 2002).



Figura 13-2 Estructura de la prótesis de mano
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

El diseño utilizado adaptable a cualquier tamaño de mano. Es adaptable también a varias amputaciones que se pueden producir en las manos de los individuos. También es posible utilizarlo en cualquiera de las manos del usuario previo a su configuración e impresión. En la

figura 14-2 se muestra el diseño de todas las partes que intervienen en la construcción de la estructura de la prótesis de mano (Benjamin & Yeon, 2017).



Figura 14-2 Partes del diseño de prótesis
Fuente: Sonia Verdu 2017

El diseño de prótesis planteado previo a la instalación de los dispositivos electrónicos presenta las siguientes ventajas y desventajas.

Tabla 2-2 Ventajas y desventajas del diseño de prótesis en 3D

VENTAJAS	DESVENTAJAS
Reduce el costo de construcción	La resistencia de la prótesis se limita a la resistencia del material de impresión
Reduce el tiempo de construcción	Al reducir el costo de tiempo también se reduce la calidad de impresión
Adaptabilidad a los requerimientos del usuario	Número limitado de movimientos de agarre producido por la disposición de sus dedos.
Adaptabilidad a nuevas tecnologías	Movimientos limitados de las falanges de forma individual
Estéticamente agradable	Movimiento de muñeca limitado.

Fuente: Diego D Guacho

2.6.3 Electromiografía

Es una prueba médica que fue desarrollada con el fin de estudiar el comportamiento de las fibras musculares en relación al sistema nervioso periférico. La prueba consiste en la medición de los potenciales eléctricos que resultan de la actividad electroquímica de las células excitables que están presentes en los tejidos musculares. Esta prueba se realiza con electrodos especialmente

diseñados para el uso médico (sensores mioeléctricos) (Barea Navarro, 2012). Con esta prueba se pueden conocer características como:

- El número de fibras musculares que reaccionan ante dichos impulsos eléctricos.
- El tipo de movimiento que realizan las fibras musculares.
- El tiempo que tardan las fibras musculares en contraerse
- El tiempo que las fibras se mantienen contraídas. (EnfermedadesAZ, 2018)

2.7 Sensores mioeléctricos y adquisición de señales musculares

La Figura 15-2 muestra la forma de onda que se obtiene al realizar la recolección de datos a través de un sensor EMG. Características importantes como la amplitud, la latencia el valor pico a pico y la duración de cada señal, son visibles y pueden ser identificadas. Otros factores como la distancia de los electrodos entre sí, las propiedades físicas de la piel, la zona de actividad muscular; son utilizadas para determinar un movimiento, definirlo y que sea reconocible por sensores similares (Freivalds, 2004).

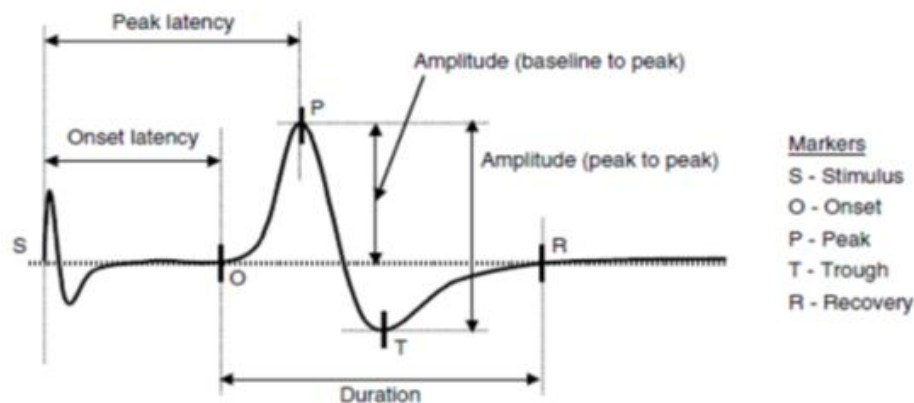


Figura 15-2 Forma de onda de la señal obtenida por un sensor EMG

Fuente: Freivalds, Andris: 2004

Las señales obtenidas por los sensores mioeléctricos, al provenir de una fuente de energía muy pequeña, tienen la necesidad de pasar por un proceso de amplificación y filtrado, para luego identificar las características de la señal que los compone y clasificarlas de acuerdo a la actividad muscular que se quiere identificar como se puede apreciar en la Figura 16-2 (Sanchez, 1998).

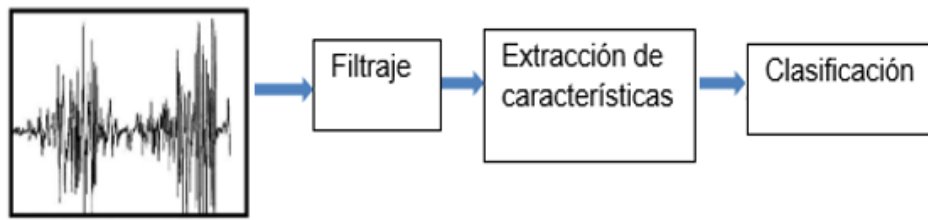


Figura 16-2 Tratamiento de la señal EMG

Fuente: Freivalds, Andris: 2004

Uno de los criterios que persigue el desarrollo del prototipo es el de reducir considerablemente la cantidad de cableado entre cada dispositivo que forme parte del sistema. Una solución para ello es la utilización de un sensor mioeléctricos que sea capaz de recolectar la información de los músculos y que la transmita a la tarjeta de control la información recolectada. Las características a tener en cuenta para el desarrollo del prototipo tienen que ver con la recolección estable de las señales musculares. El consumo de energía bajo. Adaptabilidad a tarjetas de desarrollo de código abierto y comunicación inalámbrica con la tarjeta de desarrollo. El dispositivo Myo Armband cuyo funcionamiento y características son las más acertadas se muestran a continuación (Ver Anexo 6.A) (Srikant , 2005).

- Peso: 93 gramos
- Grosor: 0.45 pulgadas
- Dispositivos compatibles: Win 7/8/10 Incluye adaptador USB Open Gl, Mac, Ios, Androrid.
- Sensores EMG de acero inoxidable de grado médico, IMU de nueve ejes altamente sensible que contiene giroscopio de tres ejes, acelerómetro de tres ejes, magnetómetro de tres ejes.
- Procesador: ARM Cortex M4
- Carga vía micro USB
- Carga completa un día de uso continuo.

2.7.1 Procesadores de información

Existen varias ofertas en el mercado, la mayoría de ellas basadas en el uso de microcontroladores usados en placas de desarrollo que facilitan la conexión y programación. En su mayoría estas placas de desarrollo de aplicaciones electrónicas funcionan con código abierto y su estructura de conexión es modular. Entre las principales se han considerado Arduino debido a la facilidad de uso, adaptabilidad y amplia biblioteca de librerías disponibles. Se ha considerado también la utilización de OpenCM 9.04-A, es una tarjeta de desarrollo de código abierto cuyo lenguaje de

programación es similar al de Arduino ya que se encuentra basado en C++. La orientación de OpenCM 9.04-A es hacia el control de servomotores de la marca Dynamixel. Y por último se ha considerado como tercera opción a Raspberry Pi 3 modelo B, esta placa es prácticamente un computador de placa reducida y de bajo costo de carácter educativo y distribución libre, funciona en base a Debian en formato de código abierto y tiene prestaciones similares en cuanto a entradas y salidas digitales programables. Las características más importantes se detallan en la tabla 3-2 (Srikant , 2005).

Tabla 3-2 Características Tarjetas desarrolladoras

ARDUINO UNO	OpenCM 9.04	RASPBERRY PI3 Modelo B
Microcontrolador ATmega328.	CPU : STM32F103CB (ARM Cortex-M3)	PU: Quad-Core Córtex A7 a 900MHZ. GPU: VideoCore IV de doble núcleo.
Voltaje de entrada 7-12V. Consumo de batería 46mAH	Operation Voltage : 5V~16V(USB 5V, DXL 12V, XL-Series 7.4V)	Micro USB socket 5V1, 2.5A
14 pines digitales de I/O (6 salidas PWM). 6 entradas análogas.	I/O : GPIO 26	40-pin 2.54 mm (100 mil) expansion header: 2x20 strip Providing 27 GPIO pins as well as +3.3 V, +5 V and GND supply lines
Reloj de 16MHz de velocidad.	Timer: 8 (16bit) Clock : 72Mhz	900MHZ.
32k de memoria Flash.	Flash : 128 Kbytes	RAM: 1GB DDR2. SDD 8GB/32GB
Analog In(ADC) : 10 (12bit) USB : 1 (2.0 Full-Speed) Micro B type standar	Analog In(ADC) : 10 (12bit) USB : 1 (2.0 Full-Speed) Micro B type	Puertos: 4 x USB 2.0. 1 x 40 GPIO pin. 1 X HDMI 1.4. 1 x Ethernet. 1 x Combo audio/mic.
Costo: 20 dólares	Costo: 21 dólares	Costo: 70 dólares
Open Source	Open Source	Open Source
Conexión con Módulos wifi, Ethernet, Gps, Bluetooth	Conexión con Módulos wifi, Gps, Bluetooth	Módulos en placa: wifi, Ethernet. Conexión con módulos Bluetooth, Gps.

Fuente: Diego D Guacho 2018

El controlador ideal para el desarrollo del prototipo de prótesis deberá tener un soporte de código abierto que permita la conexión de dispositivos de comunicación inalámbrica (comunicación serial), a su vez esta deberá tener la capacidad de controlar servomotores motores con comunicación serial y salidas digitales.

2.7.2 Motores

El desarrollo del prototipo de prótesis provee que los actuadores sean servomotores que se encargan de realizar el ajuste de posición de casa uno de los dedos para formar los movimientos

de agarre. En el mercado existen varios tipos de servomotores utilizados en la industria y en el campo de la robótica educativa y de desarrollo. Servomotores como Futaba y Fitech, ofrecen prestaciones importantes en los aspectos de velocidad y torque ya que su principal aplicación son la robótica y el modelismo. Servomotores más especializados en el área industrial y en la robótica son los Dynamixel, que ofrecen precisión, velocidad y torques. En la tabla 4-2, se detallan las características más importantes (Sarmiento, 2007).

Tabla 4-2 Características de los motores

Futaba s3003	Fitech FS90	Dynamixel XL-320	Dynamixel AX-12A
Voltaje de funcionamiento: 4.8-6.0 V 7.2mA/idle 8mA/idle	Voltaje de funcionamiento: 4.8 V ~ 6 V	Voltaje de funcionamiento: 6~8.4V (V recomendado : 7.4V)	Voltaje de funcionamiento:: 9 ~ 12V (V recomendado 11.1V)
Torque (4.8V): 44 oz/in. (3. 2kg.cm) Torque (6.0V): 56.8 oz/in. (4. 1kg.cm)	Torque 1.3kg.cm/18.9oz.in	Torque: 0.39 (N.m)	Torque: 1.5N.m (at 12.0V, 1.5A)
Angulo de operación 45 Deg. one side pulse traveling 400usec		Actuator:300° 0.29° x 1,024	Resolución : 0.29°
Dimensiones 1.6" x 0.8"x 1.4" (41 x 20 x 36mm)	Dimensiones 23.2*12.5*22.0mm	Dimensiones 24mm x 36mm x 27mm	Dimensiones 32mm * 50mm * 40mm
Peso 1.3oz. (37.2g)	Peso 9g(0.32oz)	Peso 16.7 g	Peso 53.5g
Velocidad de operación: (4.8V): 0.23sec/60 grados sin carga. (6.0V): 0.19sec/60 grados sin carga.	Velocidad de operación: 4.8V: 0.12sec/60degree 6V: 0.07sec/60degree	Velocidad de operación: 114 RPM	Velocidad de operación: 59 RPM a 12V
Conexión directa con la tarjeta controladora	Conexión directa con la tarjeta controladora	Conexión en cascada	Conexión en cascada

Fuente: Diego D Guacho 2018

Las características que se deben cumplir para que los servomotores lleven a cabo el movimiento y ejecución de los agarres de la prótesis son la precisión en la ejecución del movimiento y velocidad. La portabilidad es un factor que influye en el tamaño. Comunicación serial o conexión en cascada.

CAPÍTULO III

3 MARCO METODOLÓGICO

Este capítulo presenta el diseño del *hardware* del prototipo de prótesis de mano con control muscular para mejora del movimiento y agarre de objetos (PPCMA). También especifica los requerimientos técnicos que debe satisfacer la prótesis y muestra con diagramas de bloques cada módulo. Presenta la justificación de cada uno de sus componentes y un esquema final de funcionamiento.

3.1 Prototipo de prótesis con control muscular.

Es un sistema locomoción que funciona en base a una estructura de características similares a las de una mano, está impresa en 3D en material ABS de alta resistencia. El tipo de movimiento que acciona cada una de las falanges está dada por eslabones que se enlazan por dentro de la estructura para realizar el movimiento de cada dedo. Para el control de la tensión que realiza cada dedo al ejecutar un movimiento se utiliza Fluorocarbono, cuya resistencia ayuda a simular mejor los movimientos de los tendones de los dedos. El movimiento proporcionado por servomotores de alta resolución es el encargado de realizar los agarres programados en la tarjeta programadora. Las señales de control son recogidas por sensores EMG desde el antebrazo, desde el cual es posible enviar esta información recolectada de manera inalámbrica a la tarjeta programadora, la misma que se encargara de codificar la información y realizar el envío de las ordenes de control y las señales de funcionamiento.

3.2 Selección del hardware para la implementación del (PPCMA)

Luego de realizado un análisis general de la estructura del PPCMA y de los dispositivos electrónicos que intervienen en el desarrollo de una prótesis mioeléctricos es necesario realizar una revisión de los requerimientos del sistema.

3.3 Requerimientos de hardware para la implementación del PPCMA

Tomando en cuenta lo estudiado en el capítulo anterior se pueden definir los requerimientos para el diseño de la prótesis de mano. Estos son:

- Bajo costo de construcción y mantenimiento.
- Fácil y rápida instalación que no requiera de un técnico o personal especializado.
- Operación rápida y adaptabilidad física del usuario a los gestos musculares utilizados por la prótesis.

- Funcional en los movimientos de agarre especificados.
- Comunicación inalámbrica
- Controlado por señores musculares
- Peso similar al de una mano promedio
- Conexión inalámbrica y cableado reducido.
- Carga de batería que soporte actividades diarias

3.4 Selección de la estructura física para la prótesis.

Para la implementación del PPCMA se utilizó un diseño de mano en 3D, de libre acceso cuyo fin es el desarrollo de tecnología. El diseño fue seleccionado principalmente por su enfoque hacia el remplazo de los dedos de una extremidad superior.

3.5 Arquitectura general del PPCMA

Como se muestra en la figura 1-3, el PPCMA está dividido en tres módulos que describen el funcionamiento: Sensado, Control, Actuador y Aviso. La comunicación entre estos tres módulos será híbrida y esta dictada por la adaptabilidad del prototipo al usuario; es decir que existe conexión serial inalámbrica, comunicación serial cableada, y comunicación digital cableada.

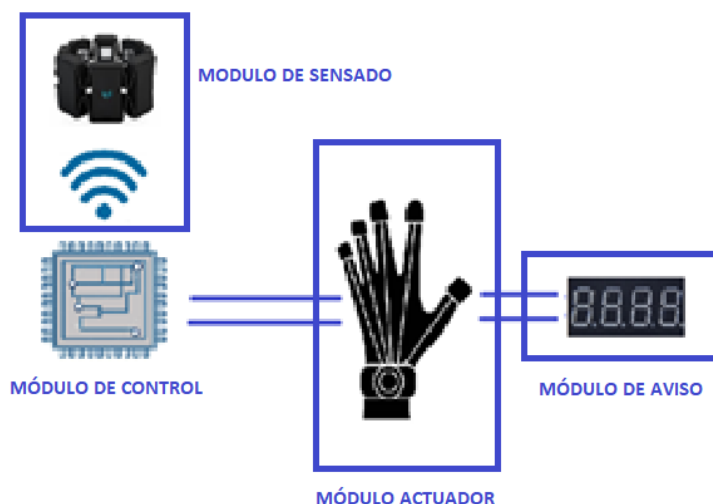


Figura 1-3 Esquema general de conexión modular del prototipo.
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

3.5.1 Módulo de Sensado

Este subsistema tiene como objetivo el de recolectar en tiempo real la actividad eléctrica producida por los músculos del antebrazo a través de sensores mioeléctricos de uso médico, para luego a través del firmware instalado en el mismo dispositivo ser capaz de configurar conjuntos

de movimientos musculares, reconocerlos en tiempo real y enviar señales de salida que podrán ser utilizadas como señales de control. La transmisión de estas señales se realiza con la tecnología bluetooth (comunicación serial inalámbrica) en la cual se envía a más de la señal de control utilizada, el tipo de movimiento registrado por los sensores para obtener una confirmación visual en la prótesis. La recolección de información sensorial se realiza sobre el mismo brazo en el que se encuentra la malformación o la amputación de la mano, esto con el fin de darle independencia sensorial y funcional y un alto grado de adaptabilidad.

3.5.2 Módulo de control

Este subsistema se encarga de recibir las señales de control enviadas a través de comunicación serial desde el módulo de sensado, correspondientes a las señales musculares. Estas señales son procesadas en el módulo de control de tal manera que van formando grupos de señales correspondientes a movimientos musculares. El módulo de control se encarga también de tomar las señales de entrada y cotejarlas con los grupos de movimientos almacenados anteriormente dando origen a una señal de salida. Estas señales de salida asociadas a los movimientos musculares son relacionadas con un conjunto de rutinas en las que se especifica el movimiento individual de cada dedo, formando en conjunto un movimiento completo de la mano (agarre). Este módulo finalmente se encarga de realizar el control de los actuadores (motores), y de las correcciones de movimiento para mejorar los agarres de objetos dando la apariencia de movimiento más real aproximándola al movimiento natural de una mano.

3.5.3 Módulo Actuador

Se encarga de recibir las órdenes enviadas desde el módulo de control y ejecutar los movimientos programados. Este módulo alberga el control mecánico de la mano convirtiéndose así en un elemento terminal (actuador), sobre el cual se deben tener consideraciones de construcción de los materiales y de los elementos que transmitirán los esfuerzos físicos de los motores y los convertirán en movimientos de la prótesis. Es así que se han considerado diversos tipos de diseños de prótesis de uso libre sobre los cuales se realizaron pruebas de movimiento y adaptabilidad, partiendo de un criterio de estandarización y generación de movimientos básicos de manipulación de objetos y de movimientos que visualmente se ven naturales. Un objetivo secundario de este módulo es que el PPCMA de prótesis sea visualmente agradable, haciendo que los movimientos en conjunto con el diseño del prototipo se acerquen funcional y cosméticamente al de una mano humana, generando el menor impacto posible en la adaptabilidad de los usuarios al funcionamiento y al entorno.

3.5.4 Módulo de Aviso

Este subsistema es el más pequeño de la prótesis y tiene la función de mostrar cuales son los movimientos que se están realizando durante la manipulación y el estado de los dispositivos mientras se encuentra en funcionamiento.

3.6 Diseño de la arquitectura de los módulos del PPCMA

Una vez realizado el diseño general y los requisitos para la construcción del prototipo, el siguiente paso es el diseño minucioso de cada uno de los módulos del sistema.

3.6.1 Módulo de Sensado

En la figura 2-3 se muestra el diagrama de bloques del módulo de sensado, donde se observa las conexiones establecidas entre los bloques que lo integran. Este módulo de sensado tiene como objetivo utilizar la información que le provee el movimiento muscular y entregarla en forma de datos útiles para el sistema de procesamiento. En el diagrama se puede ver que los bloques más numerosos corresponden al grupo de sensores mioeléctricos cuya identificación corresponde a *Pod0* hasta *Pod7* y se encargan de medir las variaciones eléctricas producidas por músculos específicos en el brazo. A continuación, en bloque de procesamiento recibe los datos y la convierte en información que podrá ser visualizada en el bloque de aviso. Esta información será a su vez transportada por el bloque de transmisión a través de la tecnología bluetooth utilizando comunicación serial.



Figura 2-3 Diagrama de Bloques módulo de sensado

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Los sensores que conforman el módulo de sensado son Mioeléctricos, utilizados exclusivamente para captar los pulsos eléctricos producidos por el movimiento de los músculos. Son denominados sensores EMG (Electromiografía).

3.6.2 Módulo de control

En la figura 3-3 se muestra los bloques correspondientes al módulo de control y la interconexión que mantienen en sentido unidireccional. La información recolectada por el módulo de sensado es recibida y a partir de ella el módulo de control establece las acciones a desarrollarse. El módulo de control una vez que ha procesado la información realiza transmisiones de información, una de ellas al módulo de visualización, donde las alertas correspondientes a cada una de las acciones que serán realizadas en forma secuencial por los motores, identificando cada uno de los movimientos recibidos por los sensores asociándolos a las acciones que deberá ejecutar el modulo actuador.



Figura 3-3 Diagrama de bloques del módulo de control del PPCMA

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Los dispositivos electrónicos que serán utilizados en este módulo de control para el procesamiento de datos son microprocesadores con capacidad de almacenar y ejecutar comandos de programación.

3.6.3 Módulo de aviso

En la figura 4-3 se muestra el recorrido de la información que va desde los sensores hasta el módulo de visualización donde se alertará al usuario de manera visual de las actividades que se encuentra realizando el prototipo.



Figura 4-3 Diagrama de bloques del módulo de aviso del PPCMA

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La señalización se realizará usando la codificación de eventos, lo que permite verificar si la información sensorial receptada por los sensores se corresponde con la enviada por el microcontrolador y la que está siendo efectuada por los actuadores.

3.7 Selección de los elementos que conforman los módulos del PPCMA

A continuación, se detalla cada uno de los elementos y dispositivos principales que forman parte de cada uno de los módulos que conforman el PPCMA. Sus características técnicas detalladas se encuentran en el ANEXO (1).

3.7.1 Sensor MyoArmband

Es un dispositivo electrónico de carácter comercial cuyo fin es el de reconocer gestos de la mano a través de la adquisición de señales EMG por medio de ocho electrodos bipolares secos. Su velocidad de muestreo está dada por una frecuencia de 200Hz, contiene un procesador MK22FN1M0- Freescale Kinetis Cortex M4 (Chico Moreno, 2016). La transferencia de información se realiza a través de un bluetooth de bajo consumo NRF51822 enviando paquetes que contienen un identificador único universal de 128 bits. Contiene además un sensor inercial de 9 GDL MPU9050 (las especificaciones se muestran en el Anexo 1.A), tres GDL correspondientes al giroscopio, tres ejes al acelerómetro y tres al magnetómetro; con los cuales se obtiene la posición y orientación del antebrazo con una frecuencia de muestreo de 50Hz. (Chico Moreno, 2016)

El sensado se realiza a través de los sensores Mioeléctricos de acero inoxidable con alto grado de sensibilidad, son de uso médico y se encuentran montados sobre 8 eslabones que se encuentran unidos a través de juntas plásticas que le permiten adaptarse a la forma del brazo del usuario. Recogen información producida por la actividad eléctrica de los músculos del brazo en forma de señales eléctricas cuyas gráficas en función del tiempo son similares, pero varían en intensidad de acuerdo a la actividad muscular detectada. Estas ondas son combinadas en función de los gestos que se programan, es decir que, para el reconocimiento de un gesto, los 8 sensores obtienen una señal individual, la cual es mezclada para así obtener una sola forma de onda que es asociada directamente con el gesto determinado. El orden de los sensores mioeléctricos de la pulsera se muestra en la figura 5-3, y está determinado de acuerdo al grupo muscular que detecta, esto hace que se pueda programar ordenes diversas de acuerdo al tipo de movimiento muscular que se requiera y no solo utilizar el grupo de órdenes que se encuentran configurados por el fabricante (Labs, 2015).



Figura 5-3 Myo Armband con la identificación de los sensores.
Fuente: ThalmicLabs 2018

3.7.2 HM-10 Bluetooth ble 4.0

Como se muestra en la figura 6-3, es un módulo bluetooth de transferencia inalámbrica de datos, que utiliza comunicación serial, es de montaje superficial (SMD) con un bajo nivel de consumo de energía (BLE) basado en el Chip TI CC2541 (Ver datasheet en Anexo 1.B.) que permite construir nodos de red robustos con un costo muy bajo en materiales e ideal para sistemas con niveles de consumo de energía muy bajo. Este módulo es de cortas dimensiones y su firmware pre-programado provee utilidades muy amplias para su aplicación en conectividad con dispositivos como iPhone, iPad y Android 4.3 en adelante (Ver datasheet en Anexo 1.A.) (JN HuaMao Technology Company, 2014).

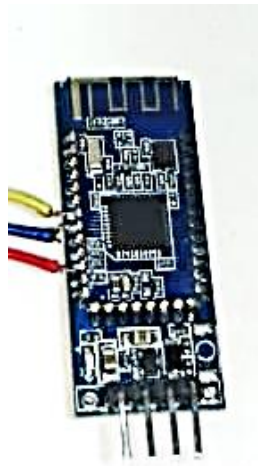


Figura 6-3 Bluetooth HM-10
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Cuenta con las siguientes características:

- Protocolo Bluetooth: Especificación Bluetooth V4.0 BLE
- Frecuencia de trabajo: Banda ISM de 2,4 GHz
- Interfaz: Puerto serie
- En entorno abierto dentro de 30 metros puede realizar la comunicación entre los módulos.
- Método de modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- Potencia de transmisión: - DBM, 23-6 DBM, 0 DBM, 6 DBM, pueden ser modificados por el comando AT
- Chip TI CC2541 con espacio de configuración de 256 KB, soporte el comando AT, el usuario puede según la necesidad de cambiar el rol (maestro, modo esclavo) y la velocidad en baudios del puerto serie, nombre del equipo.
- Fuente de alimentación: + 3.3 VDC 50 mA
- Temperatura de trabajo: - 5 ~ + 65 centígrados.

Este dispositivo electrónico al ser manufacturado en la empresa Texas Instruments contiene un Firmware propio. Para el desarrollo del prototipo es necesario realizar una configuración previa y el cambio de Firmware a la versión que lo hace compatible con Arduino y el brazalete sensorial MyoArmband. Este proceso de muestra a detalle en el esquema de configuración y conexión de los dispositivos.

3.7.3 Arduino UNO

Como se muestra en la figura 7-3, es una placa comercial con un microcontrolador basada en ATmega328P (Ver datasheet anexo 2.A.). Cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 se pueden usar como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un encabezado ICSP y un botón de reinicio. (Arduino Uno Rev3, 2018)



Figura 7-3 Arduino UNO R3
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Las principales características de esta tarjeta son:

- Microcontrolador ATmega328.
- Voltaje de entrada 7-12V.
- 14 pines digitales de I/O (6 salidas PWM).
- 6 entradas análogas.
- 32k de memoria Flash.
- Reloj de 16MHz de velocidad.

Una versión más detallada de las características de esta placa se puede ver en el Anexo 2.A.

Este dispositivo fue seleccionado a partir de la comparación de características técnicas en la tabla 3-2, para ser el centro de control del PPCMA por sus prestaciones de comunicación inalámbrica a través del uso de módulos bluetooth código abierto. Por la facilidad de uso de librerías para dispositivos no nativos de Arduino y la facilidad de transmisión serial a más de un dispositivo a la vez.

3.7.4 Dynamixel XL-320

Es un actuador inteligente cuyo objetivo funcional es el de cumplir las funciones de una junta móvil para las uniones de conexión exclusivas en un robot o estructura mecánica. Están diseñados para ser modulares y encadenados en cualquier robot o diseño mecánico para movimientos robóticos potentes y flexibles. Es un actuador de alto rendimiento con motor de corriente continua (corriente directa) totalmente integrado + reductor de engranaje + controlador + red, todo en un actuador. El estado del actuador programable y conectable en red puede leerse y supervisarse a través de un flujo de paquetes de datos. (ROBOTIS, 2018)

Como se muestra en la figura 8-3, el Dynamixel XL-320, es un actuador inteligente considerado como un servomotor de reducidas dimensiones que permite controlar la posición del eje de rotación con una resolución de 0.29° en sentido horario y anti horario, está diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición. Al ser el producto más pequeño creado por esta marca algunas características físicamente cambian tiene un torque de 0.20 Nm, mucho menor que las versiones más grandes de la marca y una velocidad de rotación de 114 RPM, un poco más baja que las versiones más compactas.



Figura 8-3 Servomotor Dynamixel XL-320
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La conexión de estos servomotores de comunicación serial se da a través de una única línea de datos en el terminal numero 3 como se muestra en la figura 9-3. Esta única línea de datos nos ofrece la posibilidad de enviar y recibir información de posición, temperatura, identificación y velocidad de giro, siempre y cuando se utilice el IDE y el programador propietario. En este caso se utiliza la línea de datos para enviar las ordenes directamente a cada servomotor a través de su ID única. Estas órdenes comprenden grados de giro del servomotor individuales para cada dedo de acuerdo al gesto programado (ROBOTIS, 2018).

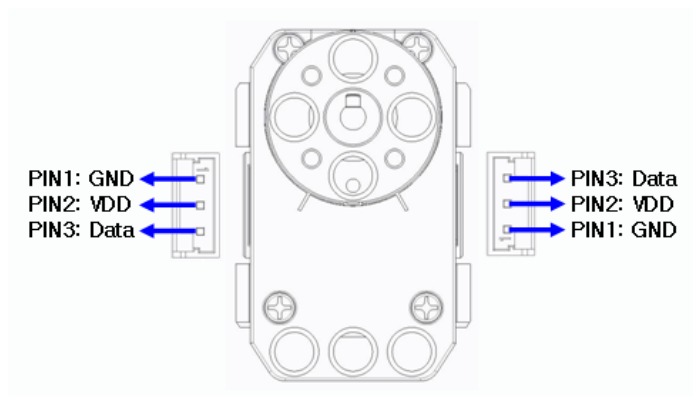


Figura 9-3 Terminales del servomotor xl-320
Fuente: Datasheet Dynamixel XL-320

Las características principales de estos servomotores inteligentes son:

- Peso: 16.7 gr
- Dimensión: 24mm x 36mm x 27mm
- Resolución: 0.29°
- Ratio de reducción: 238: 1
- Par motor: 0.39 N.m (a 7.4 V)
- Velocidad sin carga: 114 rpm (a 7.4 V)
- Modo articulación: giro de 0° ~ 300°

Haciendo que este dispositivo sea el ideal para aplicaciones en la robótica demostrativa adaptable a prototipos y al desarrollo de aplicaciones educativas. Ha sido seleccionado respecto a la comparación de las características técnicas de la tabla 4-2, por su diminuto tamaño y su precisión en los movimientos con una resolución de 0.29 grados en posiciones que van desde 0 a 1023. (Características detalladas en Anexo 3.A.). (ROBOTIS, 2018)

3.7.5 Esquema de conexión del PPCMA

En la Figura 10-3 se puede ver como se encuentran realizadas las conexiones de los terminales de cada uno de los elementos correspondientes a los subsistemas.

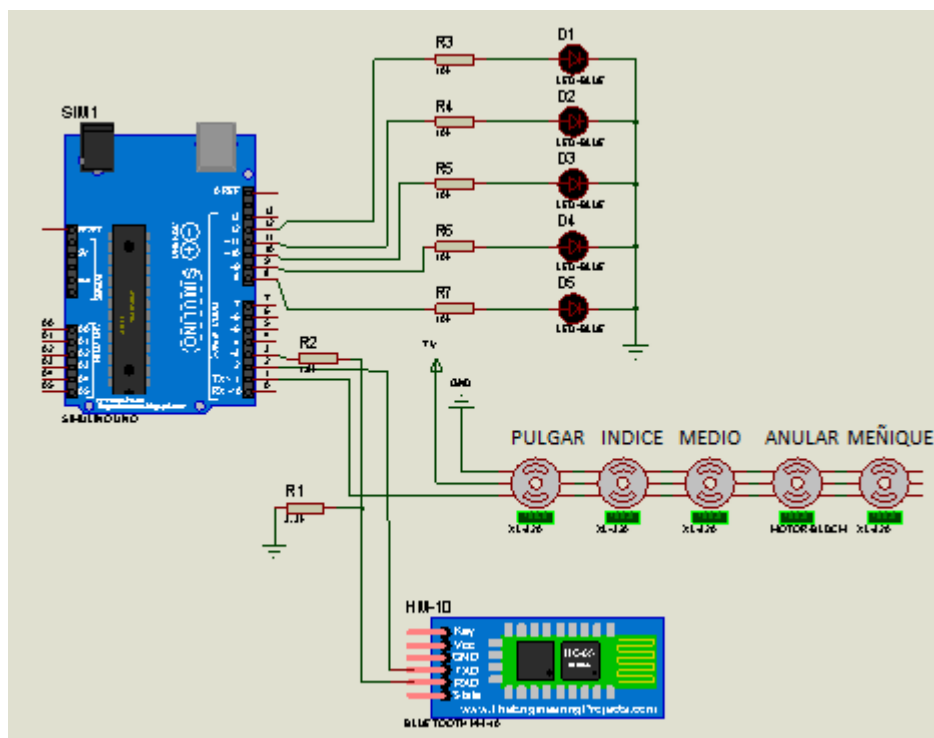


Figura 10-3 Esquema de conexión de los dispositivos del PPCMA

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como dispositivo central se encuentra la tarjeta controladora Arduino UNO, desde donde se realiza la conexión a través de *software* serial en los terminales 2 y 3 (Rx y Tx).

- El terminal Tx del dispositivo bluetooth HM-10 con microchip ITCC2541 se conecta directamente al terminal 3 del Arduino (Rx).
- El terminal Rx del bluetooth se conecta a través de un divisor de voltaje construido por una resistencia de 3.3KOhm que se encuentra conectada a tierra, y una resistencia de 1.8KOhm a donde se encuentra conectado el terminal Rx del bluetooth. Esto se realiza por la necesidad de alimentar con un voltaje de 3.3 V al microchip ITcc2541.

Otra parte importante en el desarrollo del PPCMA es el accionamiento de los servomotores Dynamixel. Estos se encuentran conectados en cascada de acuerdo compartiendo la misma fuente de alimentación y compartiendo también a manera de bus de datos la información que es transmitida de manera serial a cada uno de los servomotores desde el terminal 1 del Arduino hasta el terminal 3 del servomotor Dynamixel llamado DATA. En conexión directa con la placa se encuentran cada uno de los leds de alerta que van en los terminales digitales del Arduino desde el terminal 8 al terminal 12. El funcionamiento de estos está íntimamente ligado tipo de movimientos que realiza el PPCMA.

3.7.6 Configuración de los elementos del módulo Actuador

Todos los dispositivos seleccionados para realizar el trabajo de actuador deben ser configurados debido a que su programación se realiza con un controlador propio, el Open CM9.04 C es el microcontrolador de código abierto de ROBOTIS. Este controlador utiliza un procesador ARM Cortex-M3 de 32 bits. Cualquier servo TTL DYNAMIXEL de 3 pines se puede utilizar con el Open CM9.04 C. Utiliza el software OpenCM, que a pesar de ser muy similar al IDE de Arduino, no cuenta con todas las herramientas necesarias.

3.7.6.1 Configuración de los servomotores

Los servomotores Dynamixel XL-320 al igual que todos los servomotores de la marca cuentan con parámetros que deben ser configurados previo a su manipulación y programación. Estos parámetros son una identificación propia (ServoID) y la velocidad de transferencia de información en baudios. Debido a que la comunicación entre los motores es en serie a través de un mismo bus de datos se debe asegurar de que la identificación de cada motor sea única y que el valor configurado en la velocidad de transmisión sea la misma para todos. Inicialmente un servo motor Dynamixel viene con una identificación de fábrica de 1 y una velocidad de transmisión de 1M baudios.

Ya que, para el desarrollo del prototipo de prótesis se utiliza Arduino, el procedimiento que se lleva a cabo para la configuración de estos valores iniciales esta dado a través de la librería XL320-Master.h. Esta librería contiene un sketch cuyos comandos sirven para la configuración y la manipulación de las características principales de los servos XL-320.

Configuración de ID y Baudios

El proceso de configuración se debe llevar a cabo con los siguientes pasos:

- Identificar cual es el ID actual del servomotor ya que esta información deberá ser ingresada en el sketch de configuración en la sección CURRENT_ID (ID actual). De la misma forma el valor actual de baudios (Serial.baudRate()). Si los servomotores son nuevos su ID es 1 y su valor de baudios es 1M.
- Existen dos líneas de comandos que sirven para realizar la configuración de ID y Baudios, las cuales deben ser ejecutadas una a la vez y después de cada una de ellas se debe realizar la desconexión y reconexión de la energía a la tarjeta Arduino. De esta manera aseguramos que los datos configurados permanezcan en los servomotores.

```
//writePacket(1, XL_BAUD_RATE, x) sets the baud rate:  
//0: 9600, 1:57600, 2:115200, 3:1Mbps  
robot.sendPacket(servoID, XL_BAUD_RATE, 2);  
  
// writePacket(1, XL_ID, x) sets the ID:  
// ID can be between 1 and 253 (but not 200)  
robot.sendPacket(servoID, XL_ID, 5);
```

Los valores de CURRENT_ID y Serial.baudRate() en Baudios deben ser actualizados en el sketch cada vez que se realice ya sea el cambio de ID o de Baudios. (Código completo en el anexo 4.A.)

3.8 Diseño del software para el prototipo de prótesis

En este capítulo se define cada uno de los requerimientos específicos que el software debe satisfacer. Tomando en cuenta cada módulo para lograr una comunicación perfecta entre el software y hardware.

3.9 Requerimientos de software a desarrollar

A más de reproducir el movimiento de una extremidad el software del PPCMA tiene la ventana abierta al desarrollo de nuevos movimientos adaptables a los diferentes casos de discapacidad. Para ello es necesario definir los requerimientos de cada uno de los módulos que conforman el prototipo de prótesis.

3.9.1 Requerimientos del software para el módulo de sensado

- Realizar la medición de las señales Mioeléctricas en tiempo real.
- Realizar una conexión inmediata del dispositivo MyoArmband con el dispositivo de control.
- Utilizar un gesto que permita activar la conexión entre el brazalete y dé inicio a el reconocimiento de gestos.
- Mantener activa la recepción de datos del bluetooth en caso de que la conexión entre el brazalete y el controlador falle.
- Transmitir las señales correspondientes a los gestos realizados por el usuario al controlador.

3.9.2 Requerimientos de software para el modulo controlador

- Recibir a través de la transmisión serial proporcionada por la conexión bluetooth los datos recolectados por los sensores.
- Identificar los gestos musculares en base a las señales emitidas por los sensores.
- Enviar las órdenes programadas a los actuadores de acuerdo a los gestos recibidos.
- Enviar señales visuales de aviso de conexión y ejecución de movimientos.

3.9.3 Requerimientos de software para el módulo de aviso

- Mostrar señales de aviso que permitan identificar cada fase de la conexión y transmisión de información.
- Mostrar avisos visuales que hacen referencia a cada una de las acciones previamente programadas en el módulo de control.
- Codificar las señales de aviso para los diferentes eventos y ordenes que serán enviados a los actuadores.
- Mostrar el estado de la conexión de los dispositivos.

3.10 Descripción del software de desarrollo

El software que controlara el PPCMA está realizado en base a C++, utiliza programación estructurada en base a funciones fáciles de utilizar. Para este desarrollo es ideal el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino, pues presenta facilidades en el montaje de rutinas. Arduino además permite la utilización de librerías de fácil acceso que son dedicadas para la utilización de cada dispositivo que se conecte a la tarjeta.

La utilización del puerto USB permite que la descarga directa sobre cualquier tipo de tarjeta Arduino una vez que los parámetros de identificación de la tarjeta sean correctamente seleccionados. La estructura de Arduino permite utilizar dos secciones de la plantilla. La primera es *setup* (), dentro de la cual se realiza la inicialización y declaración de las variables que el sistema necesita. Esta sección se ejecuta una sola vez. La segunda es *loop* (), la cual ejecuta de manera infinita todos los comandos que se encuentren dentro de su estructura.

3.11 Descripción del software del PPCMA

El ciclo lógico del software del PPCMA empieza con la activación de las librerías y la búsqueda de dispositivos bluetooth que se puedan enlazar. Una vez haya encontrado el dispositivo correcto de comunicación serial, verifica si la velocidad de transmisión es la misma y establece comunicación con el dispositivo bluetooth. El sistema se queda a la espera de recibir una señal de conexión que dará inicio a la sección de identificación de señales. Después de conectado el dispositivo bluetooth, el controlador recibe los datos de los sensores EMG y los asocia directamente con los gestos configurados y se encarga de ejecutar dichos movimientos. Estas señales resultantes serán transmitidas bajo comunicación serial con los actuadores, a su vez que estas mismas señales de control harán funcionar las alertas visuales asociadas a cada ejecución de movimiento.

Es importante aclarar que una vez que se haya perdido la conexión del dispositivo bluetooth en cualquier parte del ciclo, este se reinicia desde el punto inicial en el que espera a que se realice el gesto de conexión para así no perder tiempo y utilizar la señal de comunicación.

3.12 Diagrama de flujo del software del PPCMA

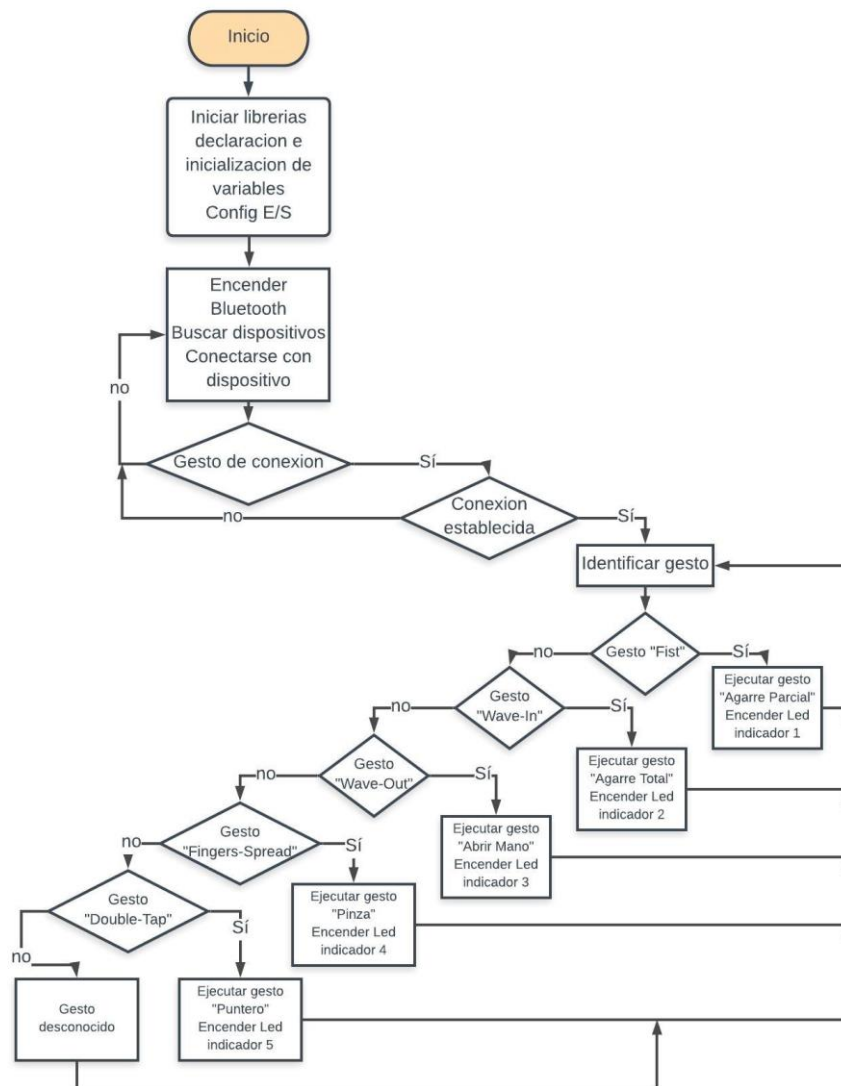


Figura 11-3 Diagrama de Flujo del Software del PPCMA
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la figura 11-3 el software diseñado para el control con sensado de señales musculares está desarrollado con el software IDE de Arduino. El cual detalla el ciclo del programa, en el cual después de inicializar las variables y librerías existe un ciclo que se encarga de levantar automáticamente la comunicación bluetooth. El siguiente paso es activar la transferencia de datos usando un gesto muscular. El ciclo continuo con la identificación de cada uno de los gestos registrados en la librería Myobridge para ejecutar la rutina de movimientos de dedos y configurar los diferentes agarres.

CAPÍTULO IV

4 PRUEBAS Y RESULTADOS

Al concluir con el desarrollo del PPCMA tanto como en el Hardware y Software es de mucha utilidad someter a pruebas de funcionamiento a cada uno de los componentes del sistema para evaluar su funcionamiento individual y en conjunto con el sistema. Es así que en el presente capítulo se detallarán las configuraciones y pruebas realizadas a cada uno de los dispositivos y al sistema.

4.1 Configuración de los dispositivos y esquemas de conexión del Prototipo de prótesis

Una vez reconocidos los componentes electrónicos y los dispositivos de control y actuadores que darán funcionamiento a la prótesis, se presentan los diagramas de conexiones de cada uno de ellos a detalle, así también se muestra la configuración que cada uno de estos elementos.

4.1.1 Configuración de los elementos del módulo de sensado

Previo a la conexión de los elementos en el módulo de sensado, es necesario familiarizarse con el funcionamiento de cada uno de los elementos del módulo de sensado y realizar las configuraciones necesarias para que los dispositivos se encuentren listos al momento de realizar las conexiones evitando el acarreo de errores.

4.1.1.1 Configuración MyoArmband

Para el desarrollo del prototipo de prótesis se han utilizado el siguiente grupo de movimientos musculares el brazo:

- Mano en descanso, REST
- Flexión de la muñeca, WAVE-IN
- Extensión de la muñeca, WAVE-OUT
- Puño, FIST
- Palma abierta, FINGERS-SPREAD
- Pinza, DOBLE-TAP

A continuación, se muestra una muestra de las señales que conforman cada uno de los gestos:

4.1.1.2 Mano en descanso, REST

La figura 1-4 muestra en detalle que los sensores Pdo0, Pdo1, Pdo2, Pod3, Pod4, Pdo5, Pdo6 y Pdo7 tienen un registro casi nulo de señales eléctricas.

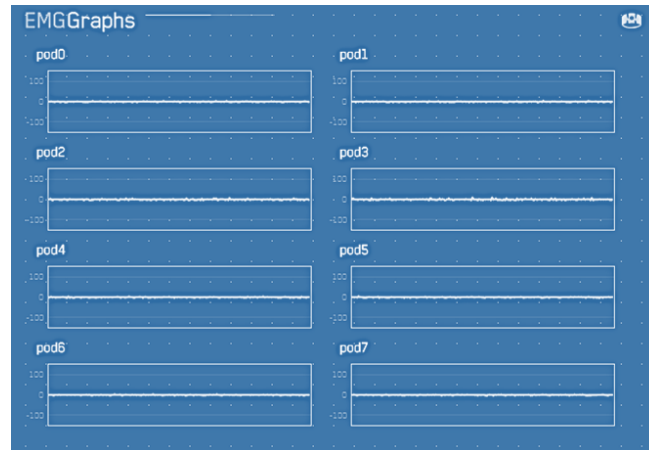


Figura 1-4 Registro de las señales correspondientes a la mano en reposo REST
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 2-4 muestra claramente que no existe fuerza de generación del gesto, aun así, se puede ver hay pequeñas señales que corresponden al movimiento muscular leve, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

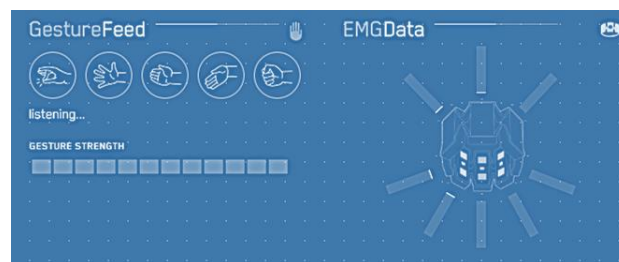


Figura 2-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto. REST
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.3 Flexión de la muñeca, Wave-In

La figura 3-4 muestra en detalle que los sensores Pdo0, Pdo1, Pdo2, Pdo5, Pdo6 y Pdo7 registran señales eléctricas.

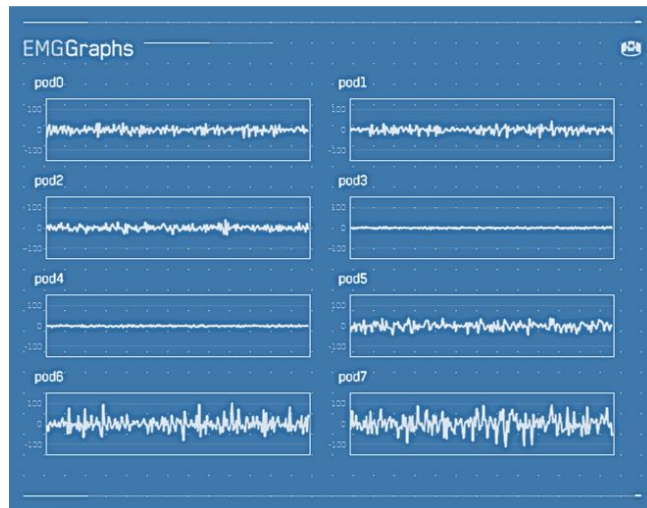


Figura 3-4 Gráfica FLEXIÓN DE LA MUÑECA, Wave – In
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 4-4 muestra claramente que la fuerza con la que esta generado el gesto es bajo, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

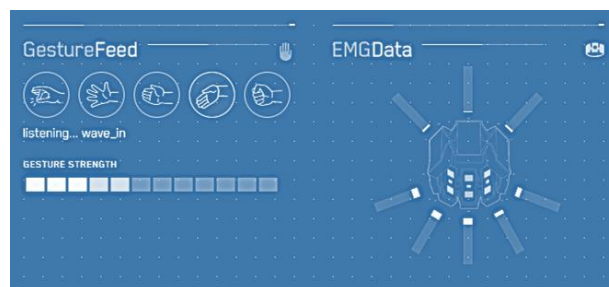


Figura 4-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto WAVE-IN.
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.4 Extensión de la muñeca, Wave-Out

La figura 5-4 muestra en detalle que los sensores Pdo0, Pdo1, Pdo2 y Pdo3 tienen un registro de señales eléctricas.

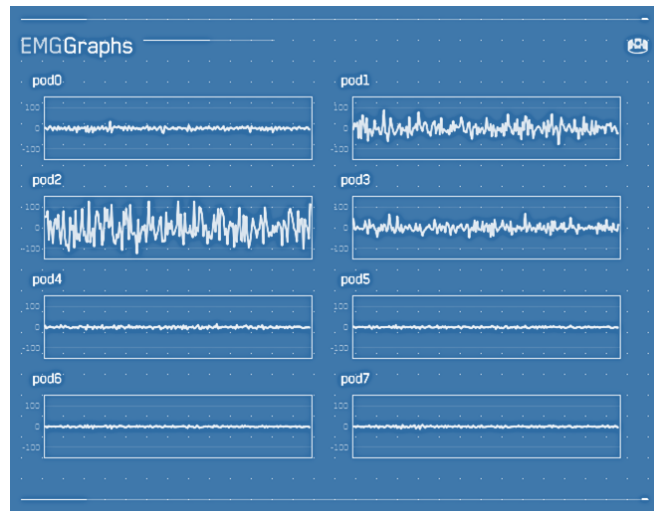


Figura 5-4 Gráfica EXTENSIÓN DE LA MUÑECA, Wave – Out
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 6-4 muestra claramente que la fuerza con la que esta generado el gesto es medio, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

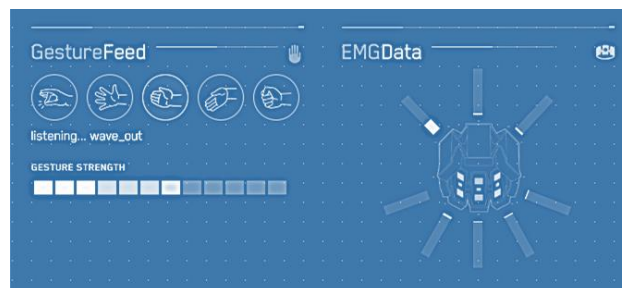


Figura 6-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto WAVE-OUT.
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.5 Puño, Fist

La figura 7-4 muestra en detalle que los sensores Pdo0, Pdo1, Pdo2, Pod3, Pod4, Pdo5, Pdo6 y Pdo7 tienen un registro de señales eléctricas, es decir que este gesto es el que más sensores activa con el movimiento muscular.

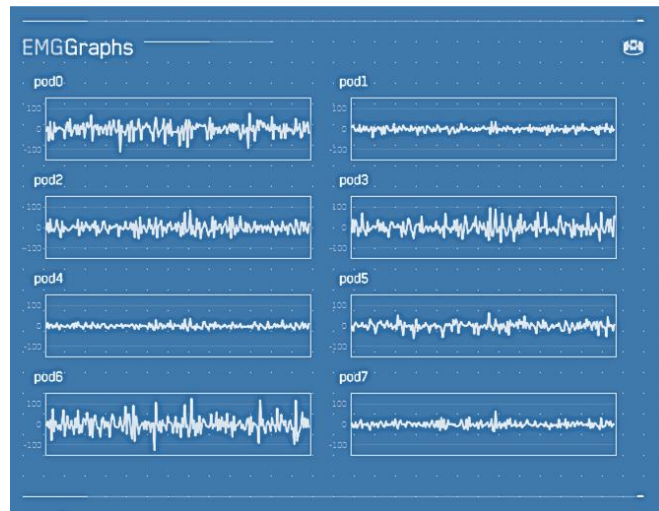


Figura 7-4 Gráfica de las señales eléctricas con el gesto PUÑO, Fist
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 8-4 muestra claramente que la fuerza con la que está generando el gesto es medio, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

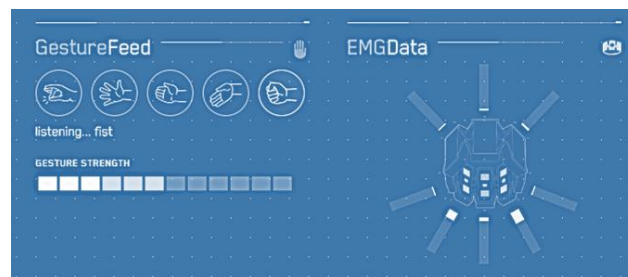


Figura 8-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto FIST
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.6 Palma abierta, FINGERS-SPREAD

La figura 9-4 muestra en detalle que los sensores Pdo1, Pdo2, Pod6 y Pdo7 tienen un registro de señales eléctricas, uno de los cuales muestra una señal de un registro levemente menor en comparación con las otras 3.

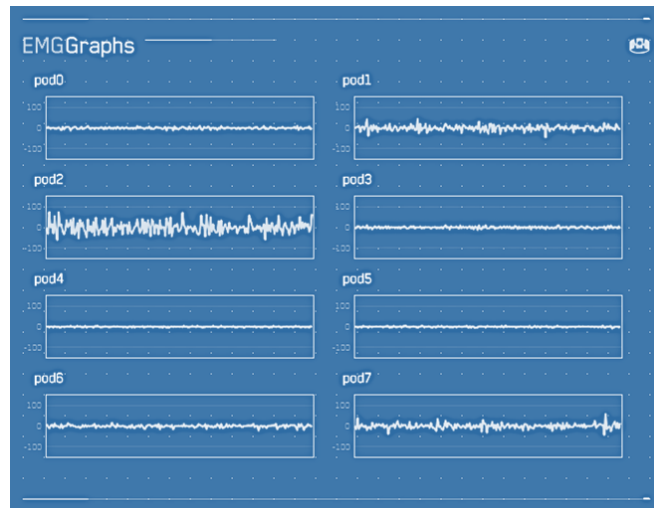


Figura 9-4 Gráfica PALMA ABIERTA, Fingers-Spread
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 10-4 muestra claramente que la fuerza con la que esta generado el gesto es bajo, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

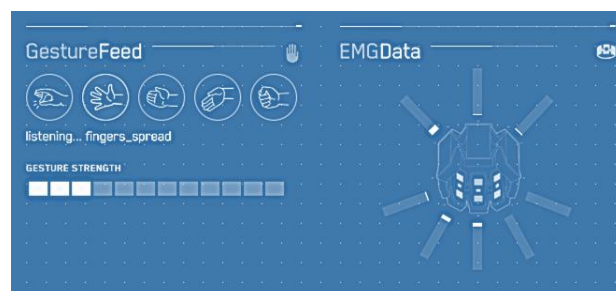


Figura 10-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto FINGERS-SPREAD
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.7 Pinza, DOUBLE-TAP

La figura 11-4 muestra en detalle que los sensores Pod0, Pdo1, Pdo2, Pdo3, Pdo4, Pod5, Pod6 y Pdo7 tienen un registro de señales eléctricas, cuatro de los cuales muestra una señal de un registro levemente menor en comparación con las otras cuatro.

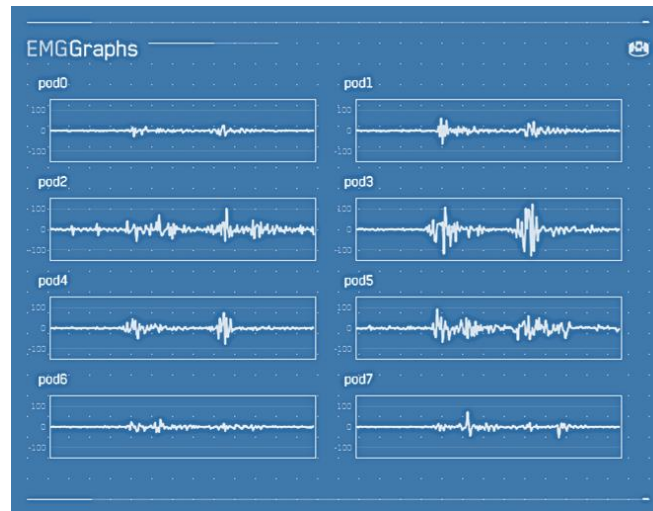


Figura 11-4 Gráfica PINZA, Double-Tap
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

La figura 12-4 muestra claramente que la fuerza con la que esta generando el gesto es bajo, es decir que el grado de sensibilidad y reconocimiento de gestos del Dispositivo es alto.

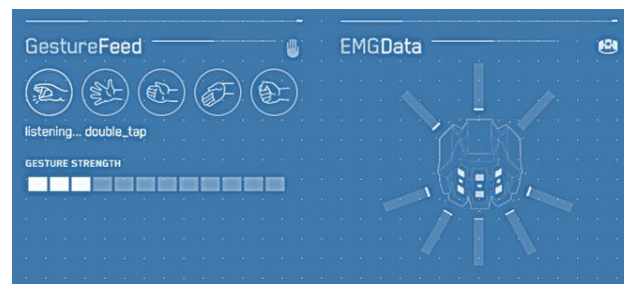


Figura 12-4 Identificación y Grado de fuerza del gesto DOUBLE-TAP
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.1.1.8 Configuración del módulo HM-10 Bluetooth

Antes de realizar la conexión entre el brazalete de sensado MyoArmband y la tarjeta Arduino UNO cabe aclarar que la única comunicación serial que está definida por los fabricantes de Thalmic Labs, es la que se realiza entre la PC, Arduino y MyoArmband, a través del puerto USB del computador. Entonces usando esta configuración de dispositivos es posible realizar el reconocimiento de las señales musculares, enviarlas a la tarjeta Arduino a través de una Librería diseñada para Arduino por el fabricante, llamada MyoDuino.h. La desventaja que presenta el uso de esta librería en la comunicación serial es que se realiza a través de un ordenador. Esto hace que no se pueda tener portabilidad de los dispositivos en la comunicación y el desarrollo de aplicaciones. Para solucionar este problema se utilizará el modulo bluetooth HM-10.

Fuente: <http://www.txrobotis.com/sha-a.jpg>

Tabla 1-4 Correspondencia de pines hm-10 y Arduino UNO

NOMBRE PINES HM-10	NUMERO PINES HM-10	COLOR DE CABLE	PINES ARDUINO UNO
DEBUG_CLOCK	PIN 06	AMARILLO	PIN 05
DEBUG_DATA	PIN 05	AZUL	PIN 06
RESET	PIN 11	ROJO	PIN 04
VCC	PIN 09	ROSA	VCC
GND	PIN 12	NEGRO	GND
TX	PIN 02	VERDE	NC
RX	PIN 04	BLANCO	NC

48

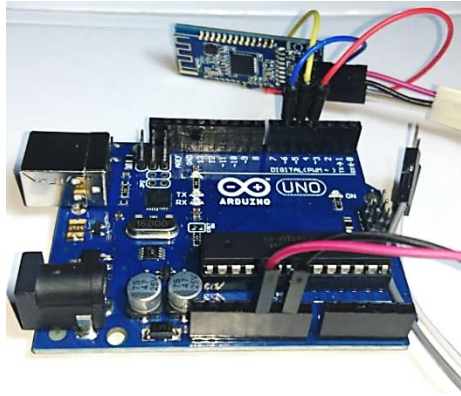


Figura 14-4 Conexión entre Arduino UNO y HM-10
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Una vez conectado, desde el IDE de Arduino vamos configurar el puerto en el que se encuentra conectada la tarjeta Arduino y a cargar el archivo CCLoader.ino el cual permitirá que los terminales asignados en el Arduino funcionen como *debugger* para realizar el cambio de Firmware del dispositivo HM-10. Es esencial tener en cuenta el número de puerto asignado por que se utilizara para direccionar el firmware nuevo.

4.2 Configuración del dispositivo MyoArmband

El dispositivo MyoArmband cuenta con un procedimiento de conexión muy sencillo que se basa en la utilización de uno de sus gestos predefinidos por el fabricante. En la figura 15-4 se muestra el gesto de *Extensión de muñeca – Wave – Out*.



Figura 15-4 Gesto Extensión de muñeca o WAVE-OUT
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Se debe realizar un divisor de voltaje a la salida del Terminal 01 del Arduino para protección del módulo HM-10 como se ve en la figura 16-4.

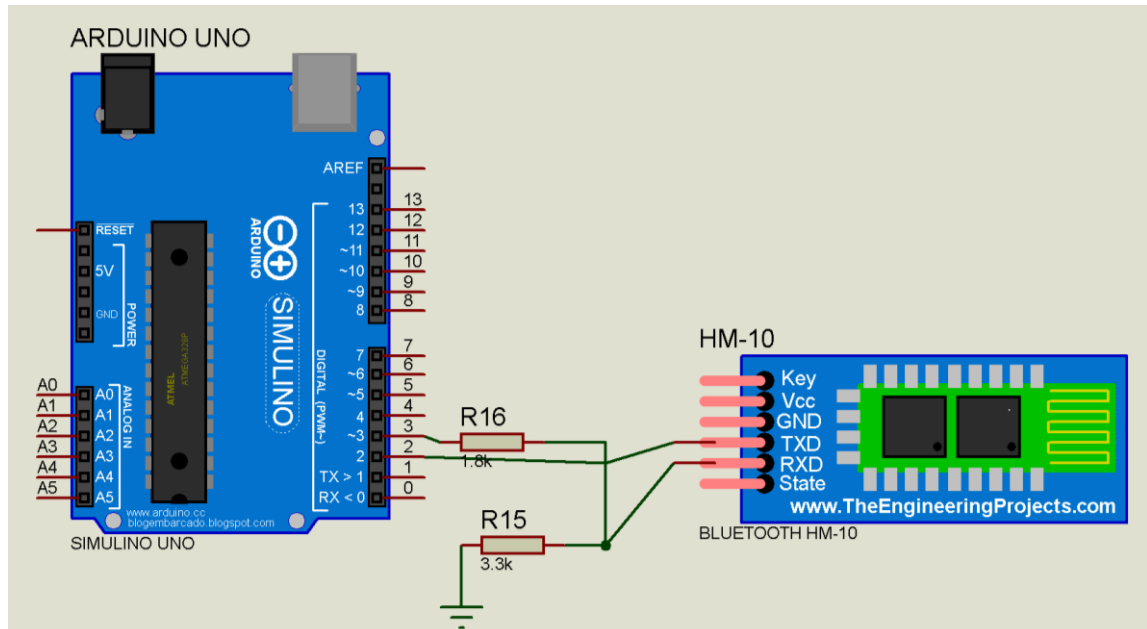


Figura 16-4 Circuito de conexión HM-10 y Arduino realizado en proteus.
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Una vez añadida la librería MyoBridge al IDE de Arduino se ejecuta el programa de conexión, al acceder al monitor serial aparecen los mensajes de búsqueda y conexión del brazalete a la tarjeta Arduino. La librería MyoBridge cuenta con mensajes de comunicación serial que se muestran en el monitor serial cuando cada uno de los gestos es reconocido.

4.3 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Una vez que el PPCMA ha sido ensamblado, es necesario realizar varios procedimientos de pruebas de funcionamiento. Estas serán realizadas sobre cada módulo valorando así su funcionamiento de manera individual y en conjunto. Para la realización de estas pruebas de carácter técnico se hace necesario valorar cada una de ellas con valores booleanos que permiten establecer el funcionamiento de acuerdo a los siguientes parámetros:

- **Válido:** Se obtiene una respuesta válida, si el resultado de la prueba es exitoso, es decir si funciona con normalidad.
- **Inválido:** Se obtiene una respuesta Invalida, si no existe funcionamiento en la prueba.
- **Cuestionable:** Se considera cuestionable siempre que la prueba tenga problemas de funcionamiento y aun así se ejecute la orden dada.

Los valores cuestionables serán tomados como valores favorables en el análisis final siempre y cuando se realice un análisis previo que demuestre que no son un riesgo para el funcionamiento normal del PPCMA.

El número de repeticiones de las pruebas se ira detallando con cada una de ellas, explicando el carácter técnico de su realización.

4.3.1 Prueba de conexión inalámbrica

Esta prueba consiste en realizar el procedimiento de conexión y desconexión del dispositivo bluetooth de la tarjeta Arduino y evaluar el porcentaje de fiabilidad de la reconexión del dispositivo. El objetivo de esta prueba está en probar si el PPCMA es capaz de reestablecer la comunicación entre el brazalete de sensado MyoArmband y el Arduino de manera automática. Para el desarrollo de esta prueba se utilizó dos procedimientos:

- **RESET:** Consiste en la utilización del botón de reseteo que se encuentra en la placa Arduino. Este procedimiento se realiza con el objetivo de reiniciar todos los valores de Arduino que se ejecutan desde el sketch, incluido la comunicación serial entre el dispositivo HM-10 bluetooth y Arduino.
- **POWER OFF / ON:** Consiste en el corte y alimentación de la fuente de la placa Arduino. Este procedimiento se realiza con el objetivo de reiniciar furtivamente la tarjeta Arduino y con ello reiniciar también su funcionamiento y su conexión inalámbrica.

Debido a que la el reset externo que se encuentra en el botón del Arduino requiere de un tiempo de 2.5 us, ya que los factores que hacen que se produzcan errores en la comunicación inalámbrica en el PPCMA son netamente de hardware (posicionamiento del sensor MyoArmband y carga de baterías), el tiempo estimado entre cada prueba es de un minuto, y el tiempo de activación del botón reset y de desconexión (Power Off/On) será de un segundo. Durante el tiempo de uso de la batería se realizaron aproximadamente 5 desconexiones del sensor muscular, todas estas relacionadas con el reposicionamiento del sensor en el brazo del usuario. Por ende para la realización de esta prueba se toma como valor un número de 20 que abarca el fallo general, y que nos da una prueba confiable.

Tabla 2-4 Variables en la prueba RESET de conexión inalámbrica.

PRUEBA DE CONEXIÓN - RESET					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	19	0	1	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	19	0	1	20	100%
%	95%	0%	5%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 3-4 Variables en la prueba POWER OFF/ON de conexión inalámbrica

PRUEBA DE CONEXIÓN - POWER OFF / ON					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	16	0	2	18	90%
NO	0	2	0	2	10%
TOTAL	16	2	2	20	100%
%	80%	10%	10%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 2-4, el resultado de las pruebas de conexión inalámbrica en la prueba RESET, corresponden a un valor de 95% y como se muestra en la tabla 3-4, en la prueba POWER OFF/ON 90% de valores válidos para el funcionamiento. Esto indica que la conexión inalámbrica es una característica técnica confiable en el PPCMA.

4.3.2 Prueba de activación de comunicación Inalámbrica

Esta prueba consiste en realizar el procedimiento de activación de la comunicación entre MyoArmband y Arduino utilizando como puente de comunicación el chip CC2541 que se encuentra montado sobre el bluetooth hm-10. El objetivo de esta prueba está en probar si es posible activar la comunicación y transferencia de gestos desde MyoArmband hasta Arduino con la utilización del gesto definido para la activación.

Para el desarrollo de esta prueba se utilizó el procedimiento:

- **RESET:** Consiste en la utilización del botón de reseteo que se encuentra en la placa Arduino. Este procedimiento se realiza con el objetivo de reiniciar todos los valores de Arduino que se ejecutan desde el sketch, incluido la comunicación serial entre el dispositivo HM-10 bluetooth y Arduino.

Para la realización de la prueba se realiza el reseteo de la tarjeta Arduino, luego de su conexión automática se procede a realizar el gesto que activa la comunicación serial (WAVE-OUT o

extensión de muñeca) y como respuesta afirmativa a la transferencia se puede ver encendidos los indicadores led del brazalete, como se muestra en la figura 17-4, junto a estas indicaciones también existe una señal vibratoria en el brazalete y se encienden los leds correspondientes a los motores Dynamixel y se ejecuta la apertura de la prótesis de mano correspondiente a dicho gesto realizado. Durante el tiempo de uso de la batería se realizaron aproximadamente 5 desconexiones del sensor muscular, todas estas relacionadas con el reposicionamiento del sensor en el brazo del usuario. Por ende, para la realización de esta prueba se toma como valor un numero de 20 que abarca el fallo general, y que nos da una prueba confiable.



Figura 17-4 Gesto Wave-In para activación de comunicación inalámbrica
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 4-4 Variables en la prueba RESET para activación de la conexión

PRUEBA DE ACTIVACIÓN DE COMUNICACIÓN - RESET					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	17	0	1	18	90%
NO	0	1	1	2	10%
TOTAL	17	1	2	20	100%
%	85%	5%	10%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 4-4, el resultado de las pruebas de activación de la conexión inalámbrica en la prueba RESET corresponde a un valor de 90% de valores válidos para el funcionamiento. Esto indica que la activación de la comunicación inalámbrica es una característica técnica confiable en el PPCMA.

4.3.3 Prueba de ejecución de movimientos del PPCMA

Esta prueba consiste en realizar el gesto correspondiente a cada uno de los movimientos y observar si la respuesta del PPCMA es correcta, es decir si corresponde al gesto muscular realizado. El objetivo de esta prueba es determinar si el PPCMA es capaz de ejecutar sin errores cada una de las ordenes correspondientes a los gestos musculares que se encuentran programadas en el Arduino.

Para el desarrollo de esta prueba se utiliza el siguiente procedimiento:

- **EJECUCIÓN DEL GESTO:** Consiste en realizar pruebas de repetición de cada uno de los gestos desde una posición inicial (WAVE-OUT o extensión de muñeca).

Debido a que la recepción de la señal y ejecución de los movimientos son independientes, es decir, que pueden ejecutarse teniendo como origen a cualquier otro movimiento gestual, se utiliza como gesto de origen la mano abierta para desde ahí tener la valoración de cada uno de los agarres y asignar el estatus de válido, inválido o cuestionable. La ejecución de cada prueba se llevó a cabo con un intervalo de 2 segundos entre pruebas, y con una duración de 5 segundos durante la prueba. Con el objetivo de determinar retrasos en ejecución que están en la categoría de valores cuestionables. Durante el tiempo de uso de la batería se realizaron un promedio de 20 movimientos cada 30 minutos. De acuerdo a este promedio se toma en cuenta las repeticiones de pruebas para obtener un valor confiable.

Como se muestra en la figura 18-4 el gesto de mano cerrada o puño que da origen a al agarre completo en el prototipo como se muestra en la figura 19-4.



Figura 18-4 Gesto de puño-Fist

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)



Figura 19-4 Agarre completo.
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 5-4 Valores prueba EJECUCIÓN DE GESTO muñeca - puño.

PRUEBA DE EJECUCIÓN EXTENSIÓN DE MUÑECA - PUÑO					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	20	0	0	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	20	0	0	20	100%
%	100%	0%	0%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 5-4, la ejecución del gesto puño que precede a el accionamiento de el agarre más fuerte del PPCMA tiene un porcentaje muy alto, que le da un gran nivel de confiabilidad.

Como se muestra en la figura 20-4 el gesto de contracción de muñeca WAVE-IN que da origen a al agarre parcial en el prototipo como se muestra en la figura 21-4.



Figura 20-4 Gesto Wave-In
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)



Figura 21-4 Agarre parcial
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 6-4 Valores EJECUCIÓN DE GESTO extensión-contracción de muñeca

PRUEBA DE EJECUCIÓN EXTENSIÓN DE MUÑECA – CONTRACCIÓN DE MUÑECA					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	19	0	1	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	19	0	1	20	100%
%	90%	5%	5%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se ve en la tabla 6-4, la ejecución del gesto contracción muñeca que precede al accionamiento del agarre leve del PPCMA tiene un porcentaje del 100% de aciertos incluyendo un porcentaje bajo de aciertos cuestionables ya que esta se dio por un retardo.

Como se muestra en la figura 22-4 el gesto de dedos estirados, fingers spread que da origen a al gesto pinza en el prototipo como se muestra en la figura 23-4.



Figura 22-4 Dedos estirados - fingers spread
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)



Figura 23-4 Pinza
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 7-4 Valores EJECUCIÓN DE GESTO extensión de muñeca - dedos estirados.

PRUEBA DE EJECUCIÓN EXTENSIÓN DE MUÑECA - DEDOS ESTIRADOS					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	17	0	3	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	17	0	3	20	100%
%	85%	0%	15%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 7-4, la ejecución del gesto *dedos estirados* que desencadena los actuadores para realizar el movimiento de pinza tiene un porcentaje de aciertos alto incluyendo un porcentaje de 15% de intentos que presentan retardo en la ejecución.

Como se muestra en la figura 24-4 el gesto de doble toque o doble pinza, que da origen a al gesto puntero en el prototipo como se muestra en la figura 25-4.



Figura 24-4 Gesto doble tap

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)



Figura 25-4 Puntero dedo índice

Fuente : (Guacho Rivera, 2018)

Tabla 8-4 Valores prueba EJECUCIÓN DE GESTO extensión de muñeca - doble toque.

PRUEBA DE EJECUCIÓN EXTENSIÓN DE MUÑECA – DOBLE TOQUE DE DEDOS					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	15	0	5	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	15	0	5	20	100%
%	75%	5%	25%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 8-4, la ejecución del gesto *doble toque de dedos* que desencadena los actuadores para realizar el movimiento de puntero tiene un porcentaje de aciertos alto incluyendo un porcentaje de 25% de intentos que no funcionaron correctamente debido a retardo en la ejecución y a la calibración de la posición del sensor mioeléctricos.

Tabla 9-4 Valores EJECUCIÓN DE GESTO para la prueba puño. - extensión de muñeca.

PRUEBA DE EJECUCIÓN PUÑO - EXTENSIÓN DE MUÑECA					
VALOR	VÁLIDO	INVÁLIDO	CUESTIONABLE	TOTAL	%
SI	20	0	0	20	100%
NO	0	0	0	0	0%
TOTAL	20	0	0	20	100%
%	100%	0%	0%	100%	

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

Como se muestra en la tabla 9-4, la ejecución del gesto *extensión de muñeca* que desencadena los actuadores para realizar el movimiento de mano abierta no tiene errores de ejecución aun cuando este ligeramente mal calibrada su posición sobre el brazo.

4.3.4 Prueba de sujeción de peso con el PPCMA

Esta prueba consiste en realizar el procedimiento de sujeción de objetos de forma cilíndrica con diferentes pesos que van desde los 16.7 gr a 462 gr para evaluar el porcentaje de fiabilidad del agarre del dispositivo. Para esto se tomó el gesto de agarre correspondiente a Extensión y Flexión de muñeca para realizar la apertura y agarre del objeto.

El objetivo de esta prueba está en evidenciar si el PPCMA es capaz de sujetar un objeto cilíndrico y mantenerlo durante la realización del gesto muscular respectivo.

Para el desarrollo de esta prueba se utilizó el gesto flexión de muñeca que corresponde al movimiento de mano cerrada, acercando en posición abierta la prótesis al objeto. Durante esta

sugestión la prótesis será movida en posición vertical una altura de 20 cm durante un periodo de 10 segundos. Durante este tiempo se podrá evidenciar, si, la prótesis es capaz de sujetar el objeto, procediendo a repetir la prueba con un objeto de similares características físicas, pero de mayor masa.

Tabla 10-4 Prueba de sugestión

PRUEBA DE SUJECIÓN DE PESO DESDE		
PESO gr	RESULTADO	TIPO DE GESTO
462,095	fallo	Agarre cerrado
459,26	fallo	Agarre cerrado
456,425	fallo	Agarre cerrado
453,59	fallo	Agarre cerrado
425,25	fallo	Agarre cerrado
396,9	fallo	Agarre cerrado
368,55	fallo	Agarre cerrado
340,2	fallo	Agarre cerrado
311,85	fallo	Agarre cerrado
283,5	fallo	Agarre cerrado
255,15	fallo	Agarre cerrado
226,8	éxito	Agarre cerrado
198,45	éxito	Agarre cerrado
170,1	éxito	Agarre cerrado
141,75	éxito	Agarre cerrado
113,4	éxito	Agarre cerrado
85,05	éxito	Agarre cerrado
56,7	éxito	Agarre cerrado
28,35	éxito	Agarre cerrado
16,7	éxito	Agarre cerrado

Fuente: Diego Guacho

Como se muestra en la tabla 10-4, el resultado de las pruebas de sugestión de objetos es exitoso únicamente en un rango de valores que van desde los 16.7 gr hasta los 226.8 gr. Esto significa que el prototipo es capaz de sujetar objetos ligeros de uso cotidiano.

4.4 Funcionamiento del PPCMA

Luego de realizar la calibración y las pruebas de funcionamiento de cada uno de los módulos que componen el PPCMA. En la figura 26-4 se muestra el PPCMA montado. El detalle de su funcionamiento de muestra en imágenes que enseñan cada uno de los movimientos de gesto y agarre. (ver Anexo 6.)



Figura 26-4 Sistema PPCMA ensamblado y sensor MyoArmband
Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

4.5 Análisis económico de la implementación del prototipo PPCMA

A continuación, se muestra el costo económico del PPCMA después de realizar un análisis económico de cada uno de los componentes de sus módulos. Este informe incluye el valor de los elementos que han sido importados y el costo de la estructura que conforma el PPCMA.

Tabla 11-4 Análisis de costos PPCMA

MODULOS DEL PPCMA	COMPONENTES	CANTIDAD	COSTO (USD)
Módulo de sentido	MyoArmband	1	250
	Bluetooth HM-10	1	30
	Resistencias	2	0,2
Costo módulo de sentido			280,2
Módulo de procesamiento	Arduino UNO R3	1	30
Costo módulo de procesamiento			30
Módulo actuador	Dynamixel xl-320	5	150
Costo módulo de actuador			150
Módulo de aviso	Resistencias	5	0,5
	Led alto brillo	5	2,5
	Lipo 7.4 V 5000mAh	1	60
Costo módulo de aviso			63
Estructura	Impresión 3D	1	60
Costo estructura			60
Costo total prototipo PPCMA			583,2

Fuente: (Guacho Rivera, 2018)

En la tabla 11-4 se puede ver el detalle de los costos de cada uno de los elementos electrónicos que conforman cada módulo. La implementación del módulo de sensado, al igual que el módulo actuador, tienen el costo más elevado del prototipo. El costo total del PPCMA es de 583.20 USD. Este valor se encuentra dentro del rango más económico de las prótesis, cumpliendo así con uno de los objetivos más importantes.

4.6 Validación de la hipótesis

4.6.1 Problema

Se desea conocer si difiere el funcionamiento promedio de las instrucciones dadas al prototipo en los 7 tipos de movimientos en conexión inalámbrica, esto con el objetivo de conocer cuál es la secuencia de movimientos que presenta mayor cantidad de errores a ser replanteados en el proyecto y medir la eficacia del prototipo. La eficacia del prototipo está definida por el cumplimiento de los objetivos de cada una de las pruebas, es decir que mientras las pruebas tengan un porcentaje de éxito igual o mayor al 75%, la prótesis es eficaz realizando dichos movimientos. Los 7 tipos de secuencia de movimiento se resumen en la tabla 12-4 que contiene el cuadro estadístico descriptivo:

Tabla 12-4 Estadística Descriptiva de la prueba de hipótesis

	N	MIN	MAX	MEDIA	STD. DEVIA
Prueba conexión reset	20	0	1	.95	.224
Prueba conexión power	20	0	1	.90	.308
Activación comunicación	20	0	1	.85	.366
Extensión muñeca - puño	20	1	1	1.00	.000
Rotación muñeca	20	1	1	1.00	.000
Dedos estirados	20	0	1	.85	.366
Toque dedos	20	0	1	.75	.444
Valid N (listwise)	20				

Fuente: (Diego Guacho, 2018)

Tabla 13-4Tabla de promedios de las medias

	Estado	Media	Des Stan	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min	Max
					Lower Bound	Upper Bound		
1	V	95.00	95.00	95.00
2	V	90.00	90.00	90.00
3	V	85.00	85.00	85.00
4	V	100	100.00	100.00
5	V	100	100.00	100.00
6	V	85.00	85.00	85.00
7	V	75.00	75.00	75.00
Tot		90.00	9.12871	3.45033	81.5574	98.4426	75.00	100.00

Fuente: (Diego Guacho, 2018)

Hipótesis

La implementación de un prototipo de prótesis con control muscular para personas con amputación o defecto de nacimiento en los dedos de la mano, es eficaz emulando movimientos de la mano y agarre de objetos.

Hipótesis nula: $\mu_1=\mu_2=\mu_3=\mu_4=\mu_5=\mu_6=\mu_7$

El promedio de eficacia (aciertos sobre la ejecución de la secuencia dada) no difiere entre las secuencias programadas.

4.6.2 Verificación de la hipótesis

Estadístico de prueba: Se trabaja con el estadístico F, nivel de significancia: 0.05.

Regla de decisión

Si la probabilidad asociada al estadístico F es mayor que 0.05, el valor F cae en la zona de aceptación, y se acepta la hipótesis nula. Si la probabilidad asociada al estadístico F es menor o igual a 0.05, cae en la zona de rechazo, se rechaza la hipótesis nula.

Para los sujetos de prueba en las secuencias:

- 1.- Prueba conexión reset
- 2.- Prueba conexión power
- 3.- Activación comunicación
- 4.- Extensión muñeca puño
- 5.- Rotación muñeca
- 6.- Dedos estirados
- 7.- Toque dedos

En la figura 27-4 se evidencia que el promedio general de eficacia medido por el número de aciertos es de 90%.

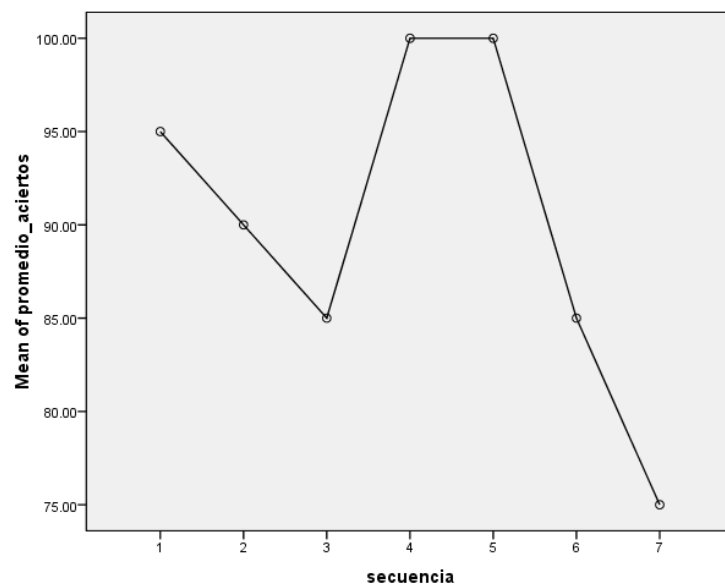


Figura 27-4 Diagrama de medias
Fuente: (Diego Guacho, 2018)

Tabla 14-4 ANOVA promedio aciertos

	SUM OF SQUARES	DF	MEAN SQUARE	F	SIG.
Between Groups	500.000	6	83.333	.	0.0002.
Within Groups	.000	0	.		
Total	500.000	6			

Fuente: (Diego Guacho, 2018)

Tomar la decisión

Como se muestra en la tabla 14-4, a partir de la realización del test ANOVA se determina el valor de sig., es probabilidad asociada a F es 0.0002, menor a 0.05, lo que quiere decir que las medias no difieren. Se acepta entonces la hipótesis nula, porque cae F en la zona de aceptación.

Por lo tanto, se puede concluir que las secuencias programadas son eficaces y eficientes sobre los ensayos desarrollados para los sujetos de prueba

El prototipo es programable en cualquier secuencia.

CONCLUSIONES

- Se implementó un prototipo de prótesis con control muscular para mejora del movimiento de los dedos de la prótesis al realizar agarres de objetos, aplicada a personas con muñón o malformación en los dedos de la mano utilizando dispositivos inalámbricos y de comunicación serial.
- Mediante al análisis de repetitividad y comparación se comprobó que la comunicación inalámbrica tiene un 95% de confiabilidad, pues es capaz de reanudar automáticamente la conexión bluetooth en caso de reinicio de la tarjeta de programación.
- Mediante las pruebas de repetitividad se comprobó que los movimientos de agarre ejecutados responden exitosamente a los gestos recolectados por los sensores, con una efectividad del 90%, aun cuando existe una leve latencia de la señal de los sensores mioeléctricos.
- La eficiencia en la ejecución de los movimientos de agarre de la prótesis están ligada a la calibración del sensor mioeléctricos previo a su utilización. Razón por la cual el funcionamiento del prototipo mejora mientras mejor se adapte el usuario y mientras más entrene su brazo a los movimientos establecidos.
- El prototipo de prótesis es un sistema flexible y adaptable, debido a la facilidad de modificar su estructura y movimientos de acuerdo a las necesidades del usuario. Tanto en el hardware como en el software.

RECOMENDACIONES

- Incluir un sistema de retroalimentación sensorial capaz de mejorar el movimiento y el agarre de objetos.
- Considerar materiales más resistentes en la construcción de la prótesis y en los actuadores mecánicos para ampliar sus aplicaciones.
- Aumentar el registro sensorial de movimientos musculares, con el afán de tener más variedad de agarres y movimientos de dedos.
- Desarrollar software capaz de aprovechar los movimientos musculares para ejecutar movimientos más complejos.

BIBLIOGRAFÍA

- Arduino Uno Rev3. (2018). Obtenido de Store.arduino.cc: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>. Marzo 12, 2018
- Barone, L. (2000). *Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano*. Buenos Aires: GRUPO CLASA.
- Bekey, G., Tomovic, R., & Zeljkovic, I. (1990). *Control Architecture for the Belgrade/USC Hand*. NY.
- Benjamin, W., & Yeon, C.-H. (2017). *Print-it-Yourself (PIY) Glove: A Fully 3D Printed Soft Robotic Hand Rehabilitative and Assistive Exoskeleton for Stroke Patients*. Vancouver.
- Carroza, M., Cappiello, G., & Misera, S. (2002). *The Development of a Novel Prosthetic Hand—Ongoing Research and Preliminary Results*.
- Cavallo, A., De Maria, G., Natale, C., & Pirozzi, S. (2009). *Optoelectronic joint angular sensor for robotic fingers”, Sensors and Actuators A: Physical*.
- Chico Moreno, J. C. (2016). *Desarrollo de prototipo de prótesis de mano emulada en un ambiente virtual*. Bogota.
- Dario , P., Micera, S., Menciassi, A., Carrozza, M., & Zeca, M. (2002). *CYBER HAND – a consortium project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces*.
- Dautel, G., & Barbary, S. (2010). *EMC Técnicas quirúrgicas ortopedia y traumatología - Malformaciones congénitas de los dedos largos de la mano*.
- D.Carrozza, F. Vecchi, F. Sebastiani, G. Cappiello, S. Roccella, M. Zecca, R. Lazzarini, P. Darío, “Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors”, IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 2003, pp.2230-2235, 2003.
- EnfermedadesAZ. (2018). *Electromiografía*. Obtenido de Webconsultas.com: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/electromiograma-12209>

- Fukaya, N., Toyama, S., Asfour, T., & Dillmann, R. (2000). *Design of the TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand*, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS 2000*. Japan.
- H. Rouviere, A. D. (2005). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional*. Amsterdam: Elsevier.
- Jacobsen, S., Wood, J., Knutti, D., & Biggers, K. (1984). *The UTAH/MIT dexterous hand: Work in progress*.
- JN HuaMao Technology Company. (2014). *Bluetooth BLE 4.0 module*. Obtenido de <http://www.jnhuamao.cn>
- Loaiza, J. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad*. Bogota.
- Mendoza, O., & Moreno, A. (2018). *Sisbib.unmsm.edu.pe*. Obtenido de cirugía radical aparato locomotor: http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/Medicina/cirugia/Tomo_II/cirugia_ral.htm
- Monreal, R. (2007). La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad. *Revista Cubana de Ortopedia*.
- Pedreño, J., & Guerrero, A. (s.f.). *Estudio de los sensores táctiles artificiales aplicados a la robotica de agarre*. Cartajena.
- Quinayas Burgos, C. A. (2010). *Diseño Y Construcción De Una Prótesis Robotica De Mano*. Popayan.
- ROBOTIS. (2018). *DYNAMIXEL All-in-one Smart Actuator*. Obtenido de Robotis.us: <http://www.robotis.us/dynamixel/#>
- Rouviere, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional*. Elsevier.
- S Gao, M.H. Jin, L. Jiang, Z.W. Xie, P. He, L. Yang, Y.W. Liu, R. Wei, H.G. Cai, H. Liu, J. Butterfass, M. Grebenstein, N. Seitz, G. Hirzinger, “*The HIT/DLR Dexterous Hand: Work in Progress*”, International Conference on Robotics & Automation Taipei, Taiwan, ICRA2003, pp 3164-3168, 2003

- Sarmiento, T. (2007). *Protesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca*. Bogota.
- Sciavicco, L., & Siciliano, B. (1996). *Modelling and Control of Robot Manipulators*. New York: McGraw-Hill.
- Srikant, V. (2005). *Developing a biomechanical model of the upper extremities and perform kinematic its kinematic analisys, concentrating mainly on the motion at the shoulder joint*. Cincinnati.
- Taylor, C. A. Cavallo, G. De Maria, C. Natale, S. Pirozzi, “*Optoelectronic joint angular sensorfor robotic fingers*”, Sensors and Actuators A: Physical, Volumen 152, 18 Junio 2009, pp 203-210.
- W. Khalil y E. Dombre, Modeling, *Identification and Control of Robots*. London, UK: Hermes Penton Science, 2002.
- Wikinson, D., & Weghe, M. (2003). *An Extensor Mechanism for an Anatomical Robotic Hand*.
- Zecca, N. Fukaya, S. Toyama, T. Asfour, R. Dillmann, “*Design of the TUAT/KarlsruheHumanoid Hand*”, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2000, Japan, 2000.

ANEXO A

Bluetooth 4.0 BLE module Datasheet

The most complete, most convenient, the most stable of bluetooth data transmission, remote control, PIO acquisition module

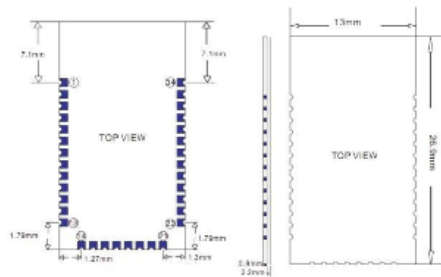
---- Master and slave role in one
---- Remote control without other MCU
---- The PIO data acquisition without other MCU

1. Product parameters

- BT Version: Bluetooth Specification V4.0 BLE
- Send and receive no bytes limit.
- Working frequency: 2.4GHz ISM band
- Modulation method: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- RF Power: -23dbm, -6dbm, 0dbm, 6dbm, can modify through AT Command AT+POWE.
- Speed: Asynchronous: 1-K Bytes
Synchronous: 1-8K Bytes
- Security: Authentication and encryption
- Service: Central & Peripheral UUID FFE0, FFE1
- Power: +3.3VDC 50mA
- Long range: Open space have 100 Meters with iphone4s
- Power: In sleep mode 80uA~1.5mA, Active mode 8.5mA.
- Working temperature: -5 ~ +85 Centigrade
- HM-10 size: 26.9mm x 13mm x 2.2 mm;

2. Product overview

- HM Bluetooth module use CSR BlueCore or TI CC2540, Master and slave roles in one, transmission version and remote control version and PIO state acquisition functions in one, Support the AT command modify module parameters, Convenient and flexible.
- Transmission version can be used to transmit data between two Bluetooth devices.
- Remote Control version can be used to Control PIO ports output high or low level without



3.3 HM-10 Device Terminal Functions

No	Name	Description	CC254X
1	UART_TX	UART interface	P1_6
2	UART_RX	UART interface	P1_7
3	UART_CTS	UART interface	P1_4
4	UART_RTS	UART interface	P1_5
5	NC	NC	
6	NC	NC	
7	NC	NC	P2_2
8	NC	NC	P2_1
9	NC	NC	P2_0
10	NC	NC	
11	RESETB	Reset if low >100ms.	RESET_N
12	VCC	3.3V	
13	GND	Ground	
14	GND	Ground	
15	USB_D-	USB interface	PIN3
16	NC	NC	
17	NC	NC	
18	NC	NC	
19	NC	NC	
20	UB_D+	USB interface	PIN2
21	GND	Ground	GND
22	GND	Ground	GND
23	PIO0	System Key	P1_3
24	PIO1	System LED	P1_2
25	PIO2	input/output pin. PWM output	P1_1
26	PIO3	input/output pin/ADC	P0_0
27	PIO4	input/output pin/ADC	P0_7

28	PIO5	input/output pin/ADC	P0_8
29	PIO6	input/output pin/ADC	P0_5
30	PIO7	input/output pin/ADC	P0_4
31	PIO8	input/output pin/ADC	P0_3
32	PIO9	input/output pin/ADC	P0_2
33	PIO10	input/output pin/ADC	P0_1
34	PIO11	input/output pin/ADC/DS18B20/DHT11	P0_0

4. System function

1) How to wake up module from sleep mode?

There are two ways to wake up module from sleep mode.

- Send "I am iron man, I am iron man, I am iron man I am iron....." string.
Yes, that is a joke, in sleep mode, you can send a long string (Length >80 or more), that string can made module wake up, and you will receive "OK+WAKE" string through UART. That string can't include any AT commands.
- Long press system KEY >=1000 ms.

After wake up module, you can send and receive AT commands.

2) How to let module into sleep mode?

In discoverable mode, send "AT+SLEEP" string through UART, if all is okay, module will return "OK+SLEEP" string and into sleep mode.

3) System advert packet

In iOS can't get model MAC address directly. So we put MAC address information into advert packet.

You can use CB Advertisement Data Manufacture Data Key property to get it, string format like follow:

0x48, 0x4D, 0xB4, 0x99, 0x4C, 0xXX, 0xXX, 0xXX

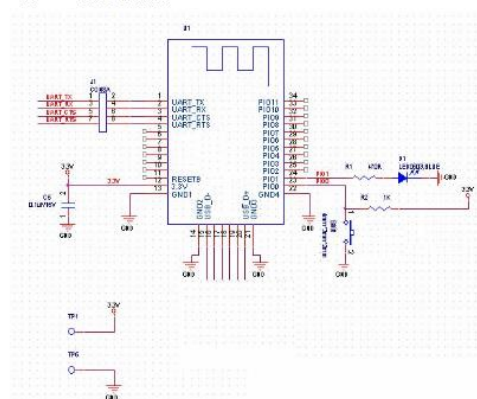
0x48 and 0x4D is "HM" string.

0xB4: 0x99: 0x4C: 0xXX: 0xXX: 0xXX is BLE MAC Address.

- any other MCU.
- The PIO state acquisition version can be used to acquisition PIO ports state without any other MCU. (Only support Bluetooth V2.1)
- HM-10 is Bluetooth V4.0 BLE version. Use TI Chip.

3.1 Product technical specifications

HM-10 Schematic



3.2 HM-10 Size

ANEXO C

Arduino UNO



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328P ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the ATmega328P programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Environmental Policies half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

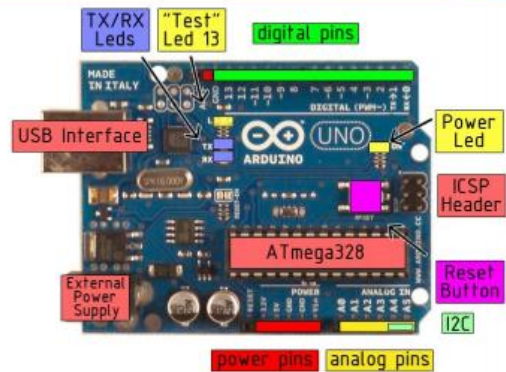


EAGLE files: [arduino-uno-1.0.0-08-2012-02](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



ANEXO D

Features

- High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4K/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 256/512/512K Bytes EEPROM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 512/1K/16K Bytes Internal SRAM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85 °C/100 years at 25 °C⁽¹⁾
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - In-System Programming by On-chip Boot Program
 - True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature Measurement
 - 5-channel 10-bit ADC in PDIP Package
 - Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V for ATmega48PA/88PA/168PA/328P
- Temperature Range:
 - -40 °C to 85 °C
- Speed Grade:
 - 0 - 20 MHz @ 1.8 - 5.5V
- Low Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25 °C for ATmega48PA/88PA/168PA/328P:
 - Active Mode: 0.2 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.75 µA (including 32 kHz RTC)



**8-bit AVR®
Microcontroller
with 4/8/16/32K
Bytes In-System
Programmable
Flash**

**ATmega48PA
ATmega88PA
ATmega168PA
ATmega328P**

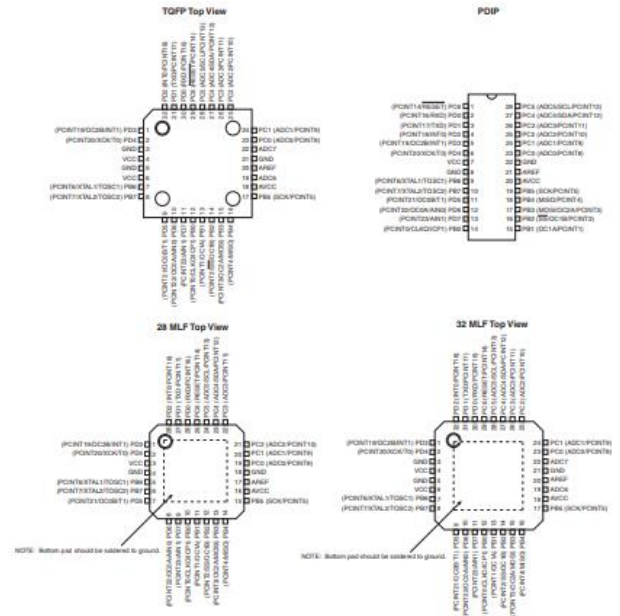
Summary

Rev. 8161CS-AVH-08/0

ATmega48PA/88PA/168PA/328P

1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout ATmega48PA/88PA/168PA/328P



ANEXO F

```
XL320_servo_set_baud_rate_or_id $
```

```
// https://github.com/hackerspace-adelaide/XL320

#include "XL320.h"

// Name your robot!
XL320 robot;

void setup() {

    // Talking standard serial, so connect servo data line to Digital TX 1
    // Set the default servo baud rate which is 1000000 (1Mbps) if it's a brand new servo
    Serial.begin(9600);

    // Initialise your robot
    robot.begin(Serial); // Hand in the serial object you're using
    delay(100);

    // Current servoID
    int servoID = 5;

    // NOTE: comment out either the XL_BAUD_RATE or XL_ID, only send one at a time

    // =====
    // Set the serial connection baud rate
    // =====

    // writePacket(1, XL_BAUD_RATE, x) sets the baud rate:
    // 0: 9600, 1:57600, 2:115200, 3:1Mbps
    robot.sendPacket(servoID, XL_BAUD_RATE, 2);

    // =====
    // Set the servo ID
    // =====

    // writePacket(1, XL_ID, x) sets the baud rate:
    // ID can be between 1 and 253 (but not 200)
    //robot.sendPacket(servoID, XL_ID, 5);
}
```

ANEXO G

```
#include <MyoBridge.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include "XL320.h"

//SoftwareSerial para conexion de MyoBridge
SoftwareSerial bridgeSerial(2,3);

//SoftwareSerial motorSerial(4,5);

//inicializar MyoBridge con conexion software
MyoBridge bridge(bridgeSerial);

// Nombre del robot!
XL320 robot;

// Variables para controlar posicion y color de leds
char rgb[] = "rgbypcwo";
//int servoPosition = 2;
//int ledColour = 2;

// Configurar las identificaciones ID de os servos
int servoID = 12;
int servoID1 = 1;
int servoID2 = 2;
int servoID3 = 3;
int servoID4 = 4;
int servoID5 = 5;

//declarar una funcion para obtener los datos de POSEDATA
void handlePoseData(MyoPoseData& data) {

    //convertir datos de pose a Myopose
    MyoPose pose;

    pose = (MyoPose)data.pose;

    switch(pose)
    {
        case MYO_POSE_REST:
            //Serial.println("DESCANSO");
            break;
        case MYO_POSE_FIST: // AGARRE COMPLETO
            //Serial.println("PUÑO CERRADO");
            //robot.LED(servoID, srgb[1] );
            //delay(5);
            //digitalWrite(9,HIGH);
            digitalWrite(8,LOW);
            digitalWrite(9,LOW);
            digitalWrite(10,LOW);
            digitalWrite(11,LOW);
            digitalWrite(12,LOW);
            digitalWrite(12,HIGH);
            // digitalWrite(9,HIGH);
            // digitalWrite(10,HIGH);
            //digitalWrite(11,HIGH);
            //digitalWrite(12,HIGH);

            robot.LED(servoID1, srgb[2] );
            delay(5);
            robot.LED(servoID2, srgb[2] );
            delay(5);
            robot.LED(servoID3, srgb[2] );
            delay(5);
            robot.LED(servoID4, srgb[2] );
            delay(5);
            robot.LED(servoID5, srgb[2] );
            delay(5);

            // robot.moveJoint(servoID, 1023);
            //delay(5);
```

```

        delay(50);
        robot.moveJoint(servoID2, 280);
        delay(25);
        robot.moveJoint(servoID3, 250);
        delay(15);
        robot.moveJoint(servoID4, 300);
        delay(50);
        robot.moveJoint(servoID5, 300);
        delay(5);

        break;
case MYO_POSE_WAVE_IN: // AGARRE 75%
    //Serial.println("CERRADO");
    //robot.LED(servoID, $rgb[0] ); Encendido Leds RGB
    //delay(5);

    digitalWrite(8,LOW);
    digitalWrite(9,LOW);
    digitalWrite(10,LOW);
    digitalWrite(11,LOW);
    digitalWrite(12,LOW);
    digitalWrite(11,HIGH);

    robot.LED(servoID1, $rgb[3] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID2, $rgb[3] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID3, $rgb[3] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID4, $rgb[3] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID5, $rgb[3] );
    delay(5);

    // robot.moveJoint(servoID, 1023); Posicion motores por dedo
    //delay(5);
    robot.moveJoint(servoID1, 230);
    delay(50);

    robot.moveJoint(servoID1, 230);
    delay(50);
    robot.moveJoint(servoID2, 230);
    delay(25);
    robot.moveJoint(servoID3, 220);
    delay(15);
    robot.moveJoint(servoID4, 250);
    delay(50);
    robot.moveJoint(servoID5, 250);
    delay(5);
    break;
case MYO_POSE_WAVE_OUT: //MANO ABIERTA
    //Serial.println("ABIERTO");
    //robot.LED(servoID, $rgb[4] );
    //delay(5);

    digitalWrite(8,LOW);
    digitalWrite(9,LOW);
    digitalWrite(10,LOW);
    digitalWrite(11,LOW);
    digitalWrite(12,LOW);
    digitalWrite(10,HIGH);

    robot.LED(servoID1, $rgb[4] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID2, $rgb[4] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID3, $rgb[4] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID4, $rgb[4] );
    delay(5);
    robot.LED(servoID5, $rgb[4] );
    delay(5);

    // robot.moveJoint(servoID, 1023);
    //delay(5);
    robot.moveJoint(servoID1, 0);

```



```

        //delay(5);
        robot.moveJoint(servoID1, 0);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID2, 0);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID3, 30);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID4, 0);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID5, 0);
        delay(5);
        break;
    case MYO_POSE_FINGERS_SPREAD: // PINZA PULGAR E INDICE

        //Serial.println("ABIERTO");
        //robot.LED(servoID, $rgb[4] );
        //delay(5);

        digitalWrite(8,LOW);
        digitalWrite(9,LOW);
        digitalWrite(10,LOW);
        digitalWrite(11,LOW);
        digitalWrite(12,LOW);
        digitalWrite(9,HIGH);

        robot.LED(servoID1, $rgb[5] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID2, $rgb[5] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID3, $rgb[5] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID4, $rgb[5] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID5, $rgb[5] );
        delay(5);

        //Serial.println("ESTIRADO");
        //robot.moveJoint(servoID, 500);

        robot.moveJoint(servoID1, 280);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID2, 280);
        delay(5);
        robot.moveJoint(servoID3, 250);
        delay(25);
        robot.moveJoint(servoID5, 250);
        delay(50);
        robot.moveJoint(servoID4, 0);
        delay(5);
        break;
    case MYO_POSE_UNKNOWN:
        //Serial.println("DESCONOCIDO");
        break;
    default:
        break;
        //Serial.println("DEFEECTO");
}

//imprimir la posicion
//Serial.println(bridge.poseToString(pose));

//condicion pose y movimiento motores
//
}

void setup() {
    //inicializar ambas conexiones en serie
    Serial.begin(115200);
    bridgeSerial.begin(115200);
    //motorSerial.begin(115200);

    //espera hasta que MyoBridge encuentre a Myo y esté conectado.
    //¡Asegúrate de que Myo no esté conectado a ninguna otra cosa y
    //que no esté en modo de espera!
    //Serial.println("Buscando Myo armband...");

    robot.moveJoint(servoID1, 280);
    delay(10);
    robot.moveJoint(servoID2, 280);
    delay(10);
    robot.moveJoint(servoID3, 250);
    delay(50);
    robot.moveJoint(servoID4, 200);
    delay(15);
    robot.moveJoint(servoID5, 100);
    delay(5);
    break;
    case MYO_POSE_DOUBLE_TAP: // PUNTERO INDICE

        //Serial.println("ABIERTO");
        //robot.LED(servoID, $rgb[4] );
        //delay(5);
        digitalWrite(8,LOW);
        digitalWrite(9,LOW);
        digitalWrite(10,LOW);
        digitalWrite(11,LOW);
        digitalWrite(12,LOW);
        digitalWrite(8,HIGH);
        robot.LED(servoID1, $rgb[6] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID2, $rgb[6] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID3, $rgb[6] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID4, $rgb[6] );
        delay(5);
        robot.LED(servoID5, $rgb[6] );
        delay(5);

        //Serial.println("CLICK");
        //robot.moveJoint(servoID, 0);
        //delay(5);
        robot.moveJoint(servoID1, 280);
        delay(5);

        //Serial.println("conectado!");
        digitalWrite(9,HIGH);
        delay(50);
        digitalWrite(9,LOW);

        //establecer la función que maneja los eventos de pose
        bridge.setPoseEventCallback(handlePoseData);
        //Dile al Myo que queremos datos de Pose
        bridge.enablePoseData();
        //Asegúrate de que Myo esté desbloqueado
        bridge.unlockMyo();

        //You have to perform the sync gesture to receive Pose data!

        // Initialise your robot
        robot.begin(Serial);

        // Velocidad de movimiento de los servos de 0 minimo a 1023 maximo
        robot.setJointSpeed(servoID, 1023);
        robot.setJointSpeed(servoID1, 1023);
        robot.setJointSpeed(servoID2, 1023);
        robot.setJointSpeed(servoID3, 1023);
        robot.setJointSpeed(servoID4, 1023);
        robot.setJointSpeed(servoID5, 1023);

        //iniciacion pines led
        pinMode(12, OUTPUT);
        pinMode(11, OUTPUT);
        pinMode(10, OUTPUT);
        pinMode(9, OUTPUT);
        pinMode(8, OUTPUT);
    }

    void loop() {
        //update the connection to MyoBridge
        bridge.update();
    }

```

ANEXO H



Figure 3 The current form of the Myo (right) is substantially lighter and also more sensitive to bioelectric signals, having moved to medical-grade stainless steel sensors instead of copper-based capacitive PCB sensors. (Image courtesy of [Rashay-Net](#))

The current form of the armband weighs 93g, is 11.5 mm thick, uses medical-grade stainless steel sensors and has an LED lighting up the logo, as well as one indicating status at the bottom. It connects to the controlled device via Bluetooth.

Beside the novelty of the device, the interesting aspect of Myo is the SDK that the developers provided, which allows anyone to develop a Myo application. Originally intended for controlling presentations on laptops or gaming, the community has taken the SDK and run with it, with over 100 Myo-controlled devices now on the market, including the Parrot 2.0 drone, GoPro Hero camera, and the Oculus Rift.

Opening the Myo

The Myo has clearly gotten traction, so let's take a look inside. The Myo comprises eight separate sensors, all of which needed to be connected electrically, while at the same time allowing the hand to expand to accommodate any arm comfortably. This led to a particularly thorny problem of clean aesthetics, comfort, and cost. They initially tried a wiring harness, but it was just too cumbersome. Instead they opted for a lengthy piece of flexible overmolded PCB material that was shaped and contoured so that it could expand, accordion-like (**Figure 4**).

- 1: Sensor with battery
- 2: Main processing section, with sensor
- 3: Second battery and sensor
- 4: Back of sensor board showing signal pick-up IC
- 5: Front of sensor section



Figure 4 One of the big challenges of the Myo design was figuring how to aesthetically and effectively connect all eight sensor boards. A lengthy, flexible over-molded PCB design did the trick. [Click to enlarge.](#)

It was almost a shame to do so, but there was no choice but to rip the sensors out of the molding. The main sensor, with the logo, has all the control and processing functionality, while on each side of it are sensors that each hold a 250-mA/hr battery from Eve Energy (**Figure 5**). The medical-grade stainless steel sensor plates are fed to the back of the board to an STMicroelectronics 78544 IC that is somewhat mysterious but has to be a signal conditioner and amplifier. The sensor signal is then fed up to the overmolded PCB and back along the winding strap to the main control section.



Figure 5 Two batteries, one each side of the main control sensor, keep the Myo going, while a STMicroelectronics IC, the ST78544, is charged with picking up and amplifying the bioelectric

signals. [Click to enlarge.](#)

It was an interesting surprise to see the two silver light guides inside the top cover of the main sensor section. The light guides gather the emissions from two LEDs on the main board and guide the light out to the front, one for the logo and the other to a status indicator window on the bottom of the Myo faceplate (**Figure 6**).

- 1: Light guide to front side logo
- 2: Light guide to status indicator on front
- 3: LED for 1 (above)
- 4: LED for 2 (above)



Figure 6 The main control section featured an interesting light-guide arrangement that fed light from two miniscule LEDs on the main board, out to the front to light the logo and give status conditions. [Click to enlarge.](#)

MCU, communications, and IMU

The main board comprises primarily the USB port, an NXP [Kinetis MK22](#) Cortex M4 MCU, a Nordic Semiconductor [nRF51822](#) Bluetooth low-energy system-on-chip, a vibration motor, and the Bluetooth chip antenna (**Figure 7**).



1. USB port
2. NXP Kinetis MK22 Cortex M4 MCU
3. Nordic Semiconductor nRF51822
4. Vibration motor
5. Bluetooth chip antenna

Figure 7 The main Myo board is where all the smarts are housed, with the NXP MK22 Kinetis ARM Cortex M4 low-power MCU at the center. [Click to enlarge.](#)

The MK2x line epitomizes the overall trend in MCUs toward smaller packaging, lower and wider voltage operating ranges, greater I/O flexibility, and scalable horse power (NXP options range from the ARM Cortex M0 to M4.) The MK22 itself has full USB 2.0 On the Go, an ARM Cortex M4 (with strong math capability), an operating voltage range of 1.7 to 3.3 V, and an operating frequency up to 120 MHz.